

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Problematika monitorování vitálních funkcí u MR vyšetření

The Issue of Vital Signs Monitoring in the MRI

2014

Karolína Feberová

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Karolína Feberová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Problematika monitorování vitálních funkcí u MR vyšetření**
The Issue of Vital Signs Monitoring in the MRI

Zásady pro vypracování:


1. Rešerše a zhodnocení současných možností, limitací a indikací monitorování vitálních funkcí v průběhu MR vyšetření.
2. Praktické měření s vyhodnocením současného stavu této problematiky v klinické praxi na konkrétním MR zařízení.
3. Rozbor a zdůvodnění problematických úseků pořízených záznamů.
4. Návrh korekce defektních záznamů u vybraných MR sekvencí.
5. Testování navrženého řešení a zhodnocení přínosnosti pro klinickou praxi.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 2., přeprac. a rozš. Praha: Grada, 1996, 489 s. ISBN 80-716-9311-1.
- [2] JOHANSEN-BERG, Heidi a Timothy E BEHRENS. *Diffusion MRI: from quantitative measurement to in-vivo neuroanatomy*. 1st ed. Amsterdam: Elsevier/Academic Press, 2009, xi, 490 s. ISBN 978-0-12-374709-9.
- [3] KOŘÍNEK, Radim. *Rychlé MRI metody: Fast MRI methods*. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010, 1 elektronický optický disk [CD-ROM / DVD].
- [4] SLICHTER, Charles P. *Principles of magnetic resonance*. 3rd enl. and updated ed. New York: Springer, 1996, xi, 655 p. ISBN 0-387-50157-6.
- [5] *Clinical cardiac MRI*. 2nd Edition. Berlin and Heidelberg: Springer-Verlag, 2012, p. 720. ISBN 978-3-642-23034-9.
- [6] PARK, H.D., B.R. JANG, S.P. CHO, H.J.KIM, K.H.CHOI and K.J. LEE. Minimizing MR Gradient and RF pulse Artefacts on ECG Signals for MRI Gating based on an Adaptive real-time digital filter. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006 IFMBE Proceedings*, August 27 – September 1, 2006 COEX Seoul. Volume 14, 2007, pp 1127-1130. New York: Springer, c2007, 6 v. ISSN 1680-0737. ISBN 978-3-540-36839-7.
- [7] ODILLE, F., C. PASQUIER, R. ABACHERLI, P.-A. VUISOZ, G.P. ZIENTARA and J. FELBLINGER. Noise Cancellation Signal Processing Method and Computer System for Improved Real-Time Electrocardiogram Artifact Correction During MRI Data Acquisition. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007, vol. 54, issue 4, s. 630-640. DOI: 10.1109/TBME.2006.889174. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4132939>

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Vladimír Kašík, Ph.D.**

Datum odevzdání: 07.05.2014



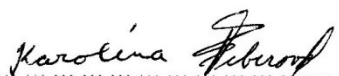
Am

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně.

Uvedla jsem všechny použité literární zdroje a publikace, ze kterých jsem čerpala.


.....
Bc. Karolína Feberová

Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2014

Poděkování

Děkuji vedoucímu své práce Ing. Vladimíru Kašíkovi, Ph.D. za konzultace a rady při tvorbě práce. Dále děkuji své konzultantce Ing. Ivetě Bryjové za ochotu a pomoc s praktickou částí diplomové práce. Velmi děkuji personálu Nemocnice Podlesí v Třinci, především MUDr. Michalu Kodajovi za poskytnutí podmínek pro měření a spolupráci. A v neposlední řadě patří mé poděkování všem rodinným příslušníkům a známým, kteří mě během psaní diplomové práce podporovali.

Abstrakt

Monitorování životních funkcí pacienta během vyšetření magnetickou rezonancí (MR) bývá zásadní hlavně u těžkých traumatických případů. Z pohledu monitorovacích přístrojů se však MR chová jako významný zdroj elektromagnetického rušení. Práce se zabývá popisem a měřením tohoto rušení přisuzovaného zejména rychlému přepínání gradientní magnetických polí u problematických sekvencí DYN-kt-BTFE a DWI. Následně jsou navržena opatření k omezení těchto vlivů, v programovacím prostředí Matlab jsou vytvořeny funkce pro postprocessingovou korekci defektních záznamů EKG.

Klíčová slova

Magnetická rezonance, EKG, rušení, elektromagnetická indukce, Matlab, DYN-kt-BTFE, DWI

Abstract

Monitoring of patient vital signs during the magnetic resonance MR investigation is crucial mainly for serious traumatic cases. However, MR machine is also an important source of electromagnetic interference. The Master Thesis is dealing with description and measurement of this interference ascribed to fast switching of gradient magnetic fields of problematic sequences DYN-kt-BTFE and DWI. Afterwards, the precautions for minimalization of MR influence are proposed, and in programming environment Matlab the functions for post processing corrections of defective ECG recordings are developed.

Key Words

Magnetic resonance, ECG, interference, electromagnetic induction, Matlab, DYN-kt-BTFE, DWI

Seznam použitých symbolů a zkratk

2DFT – dvojrozměrná Fourierova rekonstrukční metoda
3DFT – trojrozměrná Fourierova rekonstrukční metoda
ADC – zdánlivý difúzní koeficient (z angl. Apparent Diffusion Coefficient)
ANCF – adaptivní filtr (z angl. Adaptive Noise Cancellation Filter)
bSSFP – balanced Steady State Free Precession
BTFE – balanced Turbo Field Echo
CSF – mozkomíšní mok (z angl. Cerebrospinal Fluid)
DW/DWI – difúzně vážené obrazy (z angl. Diffusion Weighted Imaging)
DWT – diskrétní vlnkové transformace (z angl. Discrete wavelet transformations)
DYN-kt-BTFE – Dynamic, k-t Blast, Balanced Turbo Field Echo
EKG – elektrokardiografie
EMC – Elektromagnetické kompatibilita
EMI – Elektromagnetická interference
EPI – Echo Planar Imaging
FBI – Fresh Blood Imaging
FFE – Fast Field Echo
FID – volný indukční rozpad (z angl. Free Induction Decay)
FLAIR – IR s potlačením signálu tekutiny (z angl. Fluid Attenuated Inversion Recovery)
FOV – zobrazovací pole (z angl. Field Of View)
FSE – Fast Spin Echo
GRASE – Gradient Spin Echo
KES – komorová extrasystola
MFFE – Multi-Echo Fast Field Echo
MHD – magnetohydrodynamický efekt
MRI – zobrazení pomocí magnetické rezonance (z angl. Magnetic Resonance Imaging)
NLMS/LMS – metoda normalizovaných nejmenších čtverců (z angl. Normalized Least Mean Square)
NMR/MR – nukleární magnetická rezonance
PC – metoda fázového kontrastu
RF – radiofrekvenční
RMS – metoda rekurzivních nejmenších čtverců (z angl. Recursive Least Square)
ROC – Receiver Operating Characteristic
SE – Spin Echo
SNR – podíl užitečného signálu a šumu (z angl. Signal to Noise Ratio)
SSFP-echo – Steady State Free Precession echo
SSFP-FID – Steady State Free Precession Free Induction Decay
T1 – podélná relaxační konstanta (z angl. Longitudinal Relaxation Rate)
T2 – příčná relaxační konstanta (z angl. Transverse Relaxation Rate)
T2W – T2 vážený (z angl. T2 Weighted)
TE – echo čas (z angl. Time to Echo)
TOF – Time of Flight MR Angiography
TR – repetiční čas, perioda měření (z angl. Repetition Time);

TSE – Turbo Spin Echo

VKG – vektorkardiografie

aVF – zesílené napětí levá noha (z angl. augmented Voltage Foot)

aVL – zesílené napětí levá ruka (z angl. augmented Voltage Left)

aVR – zesílené napětí pravá ruka (z angl. augmented Voltage Right)

Obsah

1 Úvod	1
2 MR jako zdroj rušení	2
2.1 Původ artefaktů v EKG signálu	3
3 Rešerše dříve použitých metod	4
3.1 Metody filtrace EKG signálu	4
3.2 Alternativní metody měření srdeční aktivity	5
4 Zobrazení magnetickou rezonancí	6
4.1 Fyzikální princip	6
4.1.1 Osamocený proton	6
4.1.2 Skupina protonů	7
4.1.3 Aplikace RF impulzu	8
4.2 Volně indukovaný signál FID	9
4.2.1 Prostorové kódování	10
4.3 Vybrané pulzní sekvence	11
4.3.1 Spin echo	12
4.3.2 Fast spin echo	13
4.3.3 IR metoda (Inversion Recovery Pulssequens)	14
4.3.4 Gradientní echo (GE/GRE/FE)	15
4.3.5 Difúzně vážené obrazy (DW/DWI)	16
4.4 Gradientní systém	18
4.5 Radiofrekvenční systém	20
4.6 Zařízení Philips	20
5 EKG	21
5.1 Snímání EKG signálu	21
5.2 Artefakty při měření EKG	23
5.3 Zařízení Invivo	23
5.4 Rozmístění elektrod při MRI	24
6 Rozbor problematiky	25
6.1 Sledování vitálních funkcí	25
6.2 Problematika snímání EKG	25
6.3 Popis problematických sekvencí	25
6.3.1 DWI	25

6.3.2 DYN-kt-BTFE.....	25
6.4 Hodnocení EKG křivky pro MR	26
7 Použité metody měření rušení	27
7.1 Měření přístrojem Precess TM Invivo	27
7.1.1 Měření EKG přístrojem Precess TM Invivo na pacientovi	27
7.1.2 Měření přístrojem Precess TM Invivo „naprázdno“	28
7.2 Měření přístrojem bmeng EKG	28
7.2.1 Měření EKG přístrojem bmeng EKG na pacientovi	28
7.2.2 Měření přístrojem bmeng EKG „naprázdno“	29
7.3 Měření indukovaného napětí cívkou	30
7.3.1 Měření s cívkou – sekvence gradientní echo	31
7.3.2 Měření s cívkou na fantomovi	35
7.3.3 Měření s cívkou na pacientovi	39
7.4 Filtrační módy monitoru Precess TM Invivo	40
7.5 Nalezení vhodného rozmístění elektrod	40
8 Návrh korekce defektních záznamů	41
8.1 Detekce píků	41
8.2 Detekce R kmitu podle vzoru	43
8.3 Filtrace pomocí detekce rušení	44
9 Zhodnocení přínosnosti použitých metod a provedených měření	47
10 Závěr	49
Seznam literatury	51
Seznam příloh	54
Přílohy	55

1 Úvod

Téma diplomové práce vychází z potřeby monitorování rizikových pacientů při vyšetření magnetickou rezonancí. Elektrokardiografie (EKG) poskytuje lékaři informaci o správné funkci srdce pacienta, který se nachází např. v těžkém poúrazovém stavu. Při vyšetření pomocí magnetické rezonance (dále MR) se využívá výhradně doporučených MR kompatibilních monitorovacích přístrojů, přesto u některých vybraných sekvencí MR zobrazení může být čitelnost EKG problematická. Jedná se o sekvence, které ke zkrácení doby akvizice obrazových dat využívají vyšších gradientů magnetického pole s kratší dobou trvání. Rychlé spínání gradientů vytváří proměnlivé magnetické pole. Jsou-li do takového pole umístěny svody EKG, indukuje se v nich a potažmo v celém měřicím okruhu včetně pacienta parazitní napětí, které se superponuje na EKG signál. EKG křivka na monitoru je pak nehodnotitelná, mnohdy neposkytuje ani částečně rozeznatelný QRS komplex a přístroj nedokáže správně vyhodnotit tepovou frekvenci.

Práce se zabývá problematikou monitorování vitálních funkcí na konkrétních přístrojích v nemocnici Podlesí v Třinci. Jedná se o přístroj magnetické rezonance Philips Achieva 1.5T NOVA DUAL a monitorovací systém PrecessTM MRI patient monitoring system firmy Invivo Corporation.

2 MR jako zdroj rušení

Magnetická rezonance může na své okolí působit jako zdroj elektromagnetického rušení. Signál generovaný magnetickou rezonancí se přenáší prostřednictvím elektromagnetické vazby do rušených systémů. Disciplína zabývající se identifikací zdrojů rušení, popisem a měřením rušivých signálů a identifikací parazitních přenosových cest se nazývá Elektromagnetická interference (EMI), a je součástí otázky elektromagnetické kompatibility (EMC) přístroje.

[1]

MR přístroj je charakteristický velkým RF výkonem, silným magnetickým polem a jako vedlejším produktem i hlukem. Ochrana před nežádoucím rušením se nejčastěji realizuje stínicími kryty se stínícím faktorem větším než 100 dB ve formě tenkých kovových fólií, plechů, kovových pěn, nátěrů apod. Typicky používanými materiály jsou měď a nikl.

[2]

Přístroje používané přímo v místnosti magnetické rezonance musí být MR kompatibilní, což znamená, že tato zařízení jsou při použití v prostředí MR bezpečná (nepředstavují žádné riziko pro pacienta), nemají žádný významný efekt na kvalitu diagnostické informace (MR zobrazení), a ani chod samotných zařízení není významně ovlivněn prostředím MR.

[3]

Monitorovací systém využívaný na pracovišti MR v nemocnici Podleší The PrecessTM MRI Patient Monitoring System je dle výrobce kompatibilní se všemi typy MRI systémů mezi 0,15 a 3,0 Tesla. Bezdrátový EKG modul a EKG patientské kabely jsou speciálně navrženy pro použití v MRI tunelu, ačkoli modul samotný nesmí být během skenování umístěn v zobrazovaném prostoru (FOV), neboť hrozí přerušení EKG monitorování a vznik artefaktů v MR obraze. Invivo EKG kabelové svody jsou vyrobeny ze speciálního materiálu, který potlačuje radiofrekvenční signály. Kabely musí vždy vést přímo a nesmí se dotýkat MR tunelu. Jakákoli smyčka (tvaru „U“, či „S“) mezi kabely nebo MR systémem může zapříčinit zahřívání kabelů nebo patientských elektrod. Také použití jiných než doporučených kabelů může zapříčinit nadměrný průchod RF proudu kabely a jejich zahřívání. Hrozí pak vznik lokálních popálenin pacientovy kůže.

[4]

Přes akceptování veškerých doporučení výrobce ohledně monitoringu pacienta, je EKG signál během pořizování MR snímků kontaminován rušením. Rušení se projevuje u sekvencí využívajících rychlého přepínání gradientních polí.

Výrobce připouští vznik artefaktů vlivem statického, gradientního a RF elektromagnetického pole. K minimalizaci důsledků artefaktů doporučuje sledování různých EKG svodů (I, II, III, AVL, AVR, AVF).

[4]

2.1 Původ artefaktů v EKG signálu

Rušivé napětí superponující se na snímaný EKG signál má tři hlavní zdroje.

1) Nejvýrazněji ovlivňují snímaný signál změny magnetického toku vyvolané přepínáním magnetických gradientů. Ty mohou nastat v jakékoli fázi srdečního cyklu, přičemž rušení, které vyvolávají, se svou amplitudou a frekvencí velmi podobá QRS komplexu.

2) Pohybující se elektricky nabitě částice, v lidském těle představovány např. tokem krve, jsou zodpovědné za magnetohydrodynamický efekt (MHD). Magnetické pole, obklopující pohybující se vodivou kapalinu, v ní indukuje elektrické proudy, které opět zpětně ovlivňují magnetické pole. MHD se s narůstajícím magnetickým polem B_0 zvyšuje (při běžně používaných intenzitách 1,5 T však lze indukovaný šum stále ještě úspěšně odstranit). Rušivý vliv se manifestuje spíše v případech posuzujících srdeční dysfunkce spojené s deviací ST úseku, kdy dochází k největšímu zkreslení signálu vinou silného MHD vyvolaného rychlým průtokem krve po jejím vypuzení z komory. Pro monitorování srdečního rytmu, například pro triggering, ale MHD takový význam nemá.

[5]

3) Radiofrekvenční signály, které při běžně v lékařské praxi používaných indukcích MRI modalit (1 až 3 T) dosahují frekvencí mezi 42 až 126 MHz, lze účinně odstranit použitím dolnoproustného filtru, neboť fyziologické signály mají typicky nižší frekvenci, než je tato. Přesto hrozí, že nízkofrekvenční složky obálky RF signálu filtrem projdou a ve výsledném zobrazení způsobí artefakt.

[5]

3 Rešerše dříve použitých metod

Ve snaze zbavit EKG signál artefaktů byla již vyzkoušena řada metod. Některé se soustředují na rozmístění EKG elektrod, jiné na detekci R vlny z vektorkardiogramu, další zbavují signál rušení postprocessingem. Za pozornost ale také určitě stojí metody zaměřující se na získávání informace o vitálních funkcích pacienta způsoby alternativními k elektrokardiogramu.

3.1 Metody filtrace EKG signálu

Vzhledem k faktu, že nejproblematictější rušení objevující se v signálu EKG má svůj původ v přepínání magnetických gradientů, se většina autorů soustředí právě na ně.

Metoda předvídající výskyt artefaktů pomocí FIR (Finite Impulse Response) filtrů je založena na předpokladu, že artefakty generované gradienty v EKG kanálech mohou být popsány jako lineární časově invariantní (LTI) proces, který je charakterizován impulsní odezvou $h(t)$ získanou z jednotlivých odezev h_{ij} všech směrů gradientů a všech tří EKG kanálů. Důležitým aspektem je provedení filtrace v časové oblasti namísto v často užívané frekvenční, což tuto metodu zvyhodňuje o zpoždění třeba jen o pouhý jeden vzorek a umožňuje tak použití filtru v reálném čase.

[5]

Další frekventovanou metodou je použití adaptivních filtrů ANCF (Adaptive Noise Cancellation Filter) s algoritmem normalizovaných nejmenších středních čtverců (NLMS – Normalized Least Mean Square). ANC filtry vyžadují referenční signál, který je v tomto případě tvořen kombinací 3 zašuměných kanálů EKG. Nevýhodou této metody je snadná ovlivnitelnost relativní pozicí kabelů EKG vzhledem ke skeneru, která se během vyšetření mění s dechovou aktivitou pacienta a jeho pohyby. Použití NLMS v tomto nestacionárním poli je proto silně ovlivněno výběrem velikosti kroku.

[6]

Na druhou stranu použití algoritmu rekurzivních nejmenších čtverců (RMS – Recursive Least Square) v ANCF nevyžaduje zadávání žádných parametrů a navíc tento způsob disponuje i rychlejší konvergencí než LMS. Je ovšem potřeba odhadnout řád filtru pro RMS. Rovněž je doporučeno v předzpracování použít dolnoproustný filtr.

[7]

Metoda využívající waveletové (vlnkové) filtrace byla testována jak na zdravých jedincích, tak na pacientech s patologickým srdečním rytmem. Algoritmus této metody zahrnuje dekompozici signálu do pásem rozlišení podle diskretní vlnkové transformace (DWT), vytvoření referenčního signálu s hlavní frekvenční složkou patřící QRS komplexu a extrakci spouštěcího signálu vytvořeného aplikací prahového (Schmittova) komparátoru na referenční signál. Úspěšnost metody závisí na volbě vlnkové funkce a počtu dekompozic, které jsou voleny podle typu signálu a původu rušení. Vytvoření synchronizačního signálu se zdařilo i u nepravidelné srdeční činnosti, což umožňuje efektivní využití této metody i u pacientů s arytmiemi.

[8]

3.2 Alternativní metody měření srdeční aktivity

Jednou z metod zaměřujících se především na získání impulsu ke spouštění procesu zobrazení srdce, je fonokardiografie. Akustického signálu vytvářeného srdcem se při MRI využívá kvůli jeho nesporným výhodám – žádná interference s elektromagnetickým polem, odolnost vůči magnetohydrodynamickému efektu při různých velikostech magnetického pole a zpoždění pouhých 30 ms za R vlnou, přičemž toto zpoždění je stálé a nezávislé na srdečním tepu.

V práci zabývající se touto problematikou je k detekci srdečních ozev použit přímo MRI kompatibilní stetoskop. Během monitorování je sejmuta první srdeční ozva, ze které je vytvořen spouštěcí impuls. Takto vytvořený impuls zůstává na rozdíl od EKG nezkreslen.

[9]

Jiní autoři se dokonce zabývají myšlenkou využití magnetohydrodynamického efektu (MHD), jednoho ze zdrojů rušení, ke spouštění MR skenování. Tato metoda je postavena na myšlence, že napětí indukované ve vodiči prostřednictvím MHD přímo závisí na vnějším magnetickém poli a rychlosti, s jakou se nabitě částice v tekutině pohybují. Vypuzení krve ze srdeční komory se projeví odpovídajícím MHD efektem, na základě MHD lze tedy usuzovat na činnost srdce.

MHD má však zásadní význam jen u silnějších magnetických polí (větších než 3 T).

[10]

4 Zobrazení magnetickou rezonancí

4.1 Fyzikální princip

Nukleární magnetická rezonance (NMR nebo MR) je složitá fyzikálně-elektronická metoda, založená na analýze magnetických momentů atomových jader.

4.1.1 Osamocený proton

Jev *nukleární magnetické rezonance* nastává při interakcích jader atomů s vnějším magnetickým polem. Atomová jádra všech prvků obsahují protony a neutrony, souhrnně nazývané nukleony. Každý nukleon má vlastní mechanický moment hybnosti – spin a elementární elektrický náboj. Spin je spojen s magnetickým momentem, jádro se tedy chová jako miniaturní magnetický dipól.

[11]

Navenek jsou však spiny a magnetické momenty patrné jen u atomových jader s lichým nukleonovým číslem, neboť spiny a magnetické momenty spárovaných protonů a neutronů se vzájemně ruší. Magnetickou rezonanci lze tedy pozorovat pouze u jader s lichými nukleonovými čísly – především u ^1H , ^{13}C , ^{15}N , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P . Pro lékařskou MR tomografii má největší význam atom vodíku, neboť ten je součástí vody (H_2O), která je v živém organismu zastoupena až ze 70 %.

Umístí-li se proton takového prvku do vnějšího stacionárního homogenního magnetického pole s velikostí magnetické indukce B_0 , pak toto pole působí na magnetický moment jádra a snaží se jej natočit do směru vnějšího pole. Proti síle pole B_0 působí síla vyvolaná rotační setrvačností. Tato dvě působení mají vliv na výsledný precesní pohyb charakterizovaný Larmorovou frekvencí.

$$f_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (4.1)$$

kde γ označuje gyromagnetický poměr jádra a B_0 je magnetická indukce.

[11]

Izotop	Gyromagnetický poměr γ [MHz·T ⁻¹]	Abundance [%]	Relativní intenzita
^1H (proton)	42,58	99,98	1,0000
^{19}F	40,05	100	0,8300
^{23}Na	11,26	100	0,0930
^{31}P	17,24	100	0,0660
^{17}O	5,77	0,037	0,0290
^{13}C	10,71	1,11	0,0160
^{15}N	4,30	0,37	0,0010

Tab. 4.1 Gyromagnetické poměry, přirozené abundance a relativní intenzity signálu vztažené na proton některých izotopů relevantních pro medicínské zobrazování. [28]

4.1.2 Skupina protonů

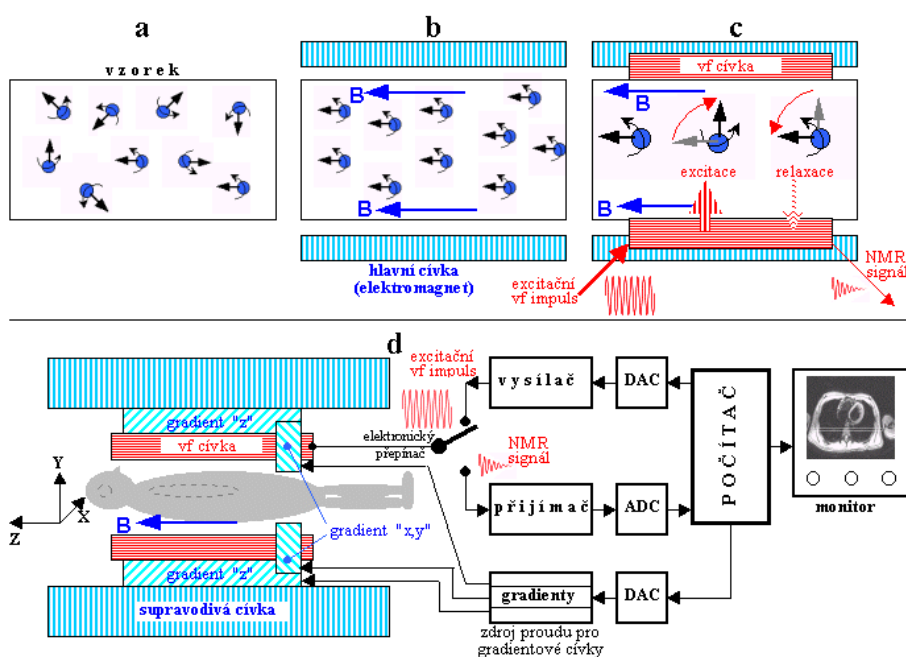
Za normálních okolností jsou magnetické momenty náhodně orientované, viz obr. 4a). Dílčí magnetická pole generovaná jednotlivými magnetickými dipóly se v průměru vzájemně ruší a látka navenek nevykazuje žádné magnetické vlastnosti. Ocitnou-li se však atomová jádra v silném magnetickém poli (o intenzitě či indukcii řádově několika Tesla), zorientují se spiny do jedné ze dvou možných orientací – paralelní s nižší energií a antiparalelní s vyšší. V souladu s Boltzmannovým statistickým distribučním zákonem bude na hladině nižší energie více jader než na hladině energeticky vyšší.

$$\frac{N_{par}}{N_{anti}} = e^{\frac{\Delta E}{kT}} \quad (4.2)$$

kde k je Boltzmannova konstanta ($k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$), N_{par} reprezentuje paralelní směr orientace elementárních dipólů, N_{anti} reprezentuje antiparalelní směr orientace elementárních dipólů a T je absolutní teplota.

[11]

Tuto rozdílnost je možno vyjádřit přebytkem elementárních dipólů v nižším energetickém stavu (v paralelním směru). Vektorový součet příspěvků těchto dipólů na jednotku objemu je reprezentován vektorem magnetizace M_0 , který leží ve směru osy z a vykonává kolem ní rotační pohyb s frekvencí f_0 .



Obr. 1 Nahoře. Jev magnetické rezonance.

- Magnetické momenty jader bez přítomnosti vnějšího magnetického pole.
- Zorientování magnetických momentů vlivem působení silného magnetického pole.
- Vychýlení jader ze směru magnetického pole po aplikaci RF pulsu. Po vypnutí pulsu se jádra navracují precesním pohybem zpět za současného vyzařování elektromagnetického signálu.

Dole. Schéma zařízení MR. [12]

4.1.3 Aplikace RF impulsu

Pokud se k uspořádaným jádrům vyše pomocí vhodně umístěné cívky krátký střídavý elektromagnetický (radiofrekvenční) signál, jehož frekvence je rovna Larmorově precesní frekvenci daného druhu jádra v magnetickém poli, vychýlí se dočasně směr magnetizace ze směru určeného vektorem B vnějšího magnetického pole (Obr. 4c) a jádra začnou vykonávat precesní pohyb (rotovat kolem směru B). Úhel odchýlení θ od směru hlavního pole B_0 závisí na intenzitě RF impulsu a době jeho trvání:

$$\theta = \gamma \cdot \int_0^{\tau} B_1(t) dt \quad (4.3)$$

kde γ představuje gyromagnetický poměr jádra, B_1 je magnetická komponenta RF pole a τ označuje dobu trvání RF signálu.

Pro pravoúhlý RF impuls pak zjednodušeně:

$$\theta = \gamma \cdot B_1 \cdot \tau \quad (4.4)$$

Pravoúhlý impuls je takový, který je vypnut v okamžiku $\theta = 90^\circ$. Vektor magnetizace M pak rotuje v rovině (x,y) , a jeho složka na ose z zaniká. Analogicky toto platí i pro jiné hodnoty úhlu vychýlení θ .

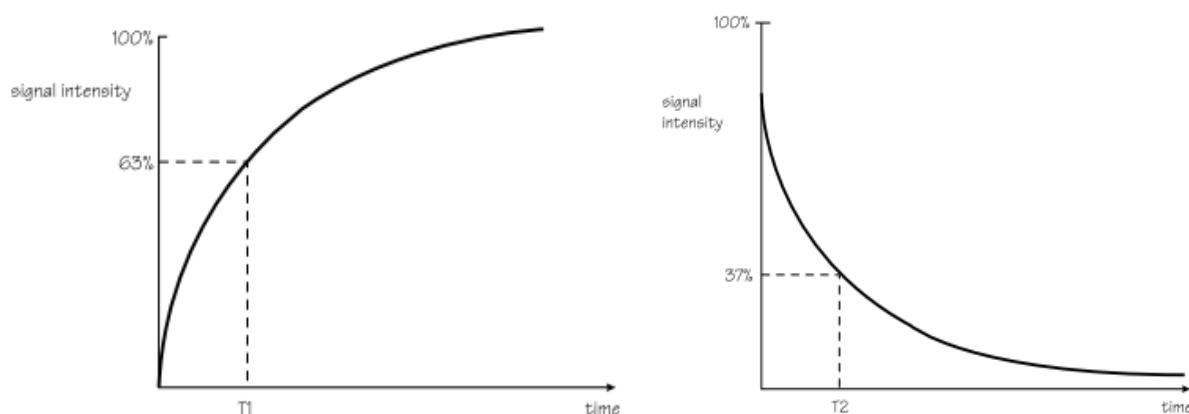
Po vymizení působení RF signálu se jádra začnou precesním pohybem s Larmorovou frekvencí navracet do původní polohy a přitom vyzařovat elektromagnetické vlny – tomuto procesu se říká relaxace. Vyzářené vlny je možno opět vysokofrekvenční cívkou přijímat (v cívce se indukuje střídavý proud na frekvenci odpovídající Larmorově frekvenci f_0).

Analýzou takto získaného signálu relaxujících jaderných spinů je možné na základě intenzity vyzářených elektromagnetických vln určit koncentraci jader daného druhu v analyzované látce.

[11, 12, 13]

4.2 Volně indukovaný signál FID

Během návratu do ustáleného stavu, rezonanční signál přijímaný cívkou a označovaný také jako FID/echo (Free Induction Decay/echo) signál, exponenciálně doznívá. Doba tohoto doznívání je charakterizována relaxačními časy T_1 a T_2 . Spin-mřížková relaxační doba T_1 zachycuje rychlost, s jakou vychýlené jádro při relaxaci odevzdává energii elektromagnetickým vlnám a okolnímu prostředí. Během doby T_1 se obnoví 63 % podélné magnetizace. Spin-spinová relaxační doba T_2 , za kterou díky interakcím mezi spiny jednotlivých jader dojde k defázování precesního pohybu magnetických momentů. Během této doby ztratí příčná magnetizace 63 % ze své hodnoty. Relaxační časy charakterizují chemickou strukturu vyšetřované tkáně a bývají výrazně odlišné pro zdravou a nádorovou tkáň.



Obr. 2 T_1 a T_2 relaxační časy.

Vlevo. Obnovení $1 - \frac{1}{e} = 63\%$ podélné magnetizace.

Vpravo. Ztráta 63 % příčné magnetizace, zbyde $\frac{1}{e} = 37\%$ původní hodnoty. [13]

Současný vliv vnitřních a vnějších nehomogenit je popisován efektivní relaxační dobrou T_2^* . V případě použití přídavných gradientních magnetických polí ke kódování pozice je T_2^* dále redukována na hodnotu efektivní relaxační doby T_2^{**} . Všechny relaxační konstanty jsou ve vzájemném vztahu podle:

$$T_2^{**} \leq T_2^* \leq T_2 \leq T_1 \quad (4.5)$$

[11, 12, 13]

4.2.1 Prostorové kódování

Prostorového kódování souřadnic vyšetřovaného objektu je dosaženo pomocí gradientních polí – magnetických polí, která se superponují na hlavní homogenní magnetické pole. Gradientní magnetická pole jsou generována vždy dvojicí gradientních cívek a jejich velikost se mění v příslušném směru x , y nebo z ortogonálního systému.

[11, 12, 13]

Celý proces kódování u 2DFT (dvoudimenzionální Fourierovy rekonstrukční metody) začíná výběrem tomovrstvy ve směru osy z aplikací gradientu G_z . Jeho superpozice na hlavní magnetické pole B_0 způsobí, že skutečná hodnota magnetického pole $B_z = B_0 + G_z$ bude závislá na souřadnici z . Během trvání tohoto gradientu se generuje budící úzkopásmový selektivní RF impuls. Výsledkem je uvedení všech jader tomoroviny (bez ohledu na jejich pozici (x,y)) do precese se stejnou fází a na konstantní frekvenci $f_z = \gamma \cdot B_z$. Následně je využito gradientu G_y , který během trvání FID způsobí lineární změnu frekvence spinujících jader ve směru osy y . Po ukončení G_y jádra opět srovnají frekvence, čímž získají vzájemný lineární posuv v závislosti na poziční souřadnici y . Ve směru osy x je následně aplikován gradient G_x zvaný „čtecí“, který představuje frekvenční kódování. Tak je docíleno lineární závislosti frekvence na poziční souřadnici x . Pixely s konstantní x -ovou složkou (jeden sloupec pixelů) jsou reprezentovány spektrální amplitudou o velikosti dané vektorovým součtem příspěvků od všech fázově kódovaných jader v tomto sloupci. Následně se provede vzorkování sejmutého pohledu, čímž se získá jeden pohled k -prostoru.

Vše se opakuje po uplynutí repetiční doby TR. Tentokrát však s vyšším gradientem G_y , čili s pozměněným kódováním fáze. Frekvenční prostorové kódování (gradient G_x) zůstává stejné. Vzniká další pohled v k -prostoru. Výsledná matice k -prostoru je prezentována po transformaci inverzní diskrétní Fourierovou transformací ($2DFT^{-1}$).

Objemového zobrazení (volume imaging) je dosaženo rozšířením 2DFT kódování na tři dimenze. Někdy je tato technika označována jako přímé vícevrstvé zobrazení (direct multislice imaging). Na rozdíl od 2DFT je zde využíváno neselektivního RF impulsu, který vybudí celý 3D objem bez přítomnosti gradientních impulsů. Po 90° RF impulsu jsou aplikovány gradienty G_z a G_y pro fázové kódování, a pre-reading gradient G_x k zajištění optimální fázové koherence v čase TE. Sekvence pokračuje 180° neselektivním RF impulzem a čtecím gradientem G_x . Jedno echo nese informaci o jednom řádku 3D k -prostoru. Po jednom nastavení G_z je N_z -násobně opakována budící sekvence s postupně se měnícím gradientem G_y . Minimální počet pulzních sekvencí je dán součinem počtu voxelů ve směru osy y a počtu voxelů ve směru z . Orientace tomovrstvy u 3DFT technik je buď v rovině (x,y) , nebo v rovině $(x,z)/(y,z)$. Díky N násobné excitaci a akvizici objemu je zde dosaženo vyššího poměru SNR, než u 2DFT technik.

[11, 12]

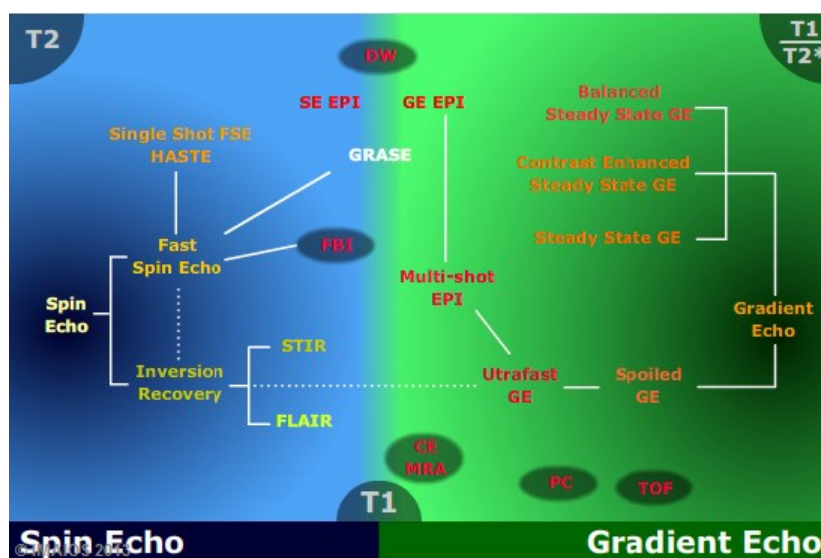
4.3 Vybrané pulzní sekvence

Pro sběr obrazových dat se typicky využívá excitace měřeného objemu periodicky se opakujícími pulzy tvořenými jednotlivými RF impulzy. Podle kombinace použitých RF impulzů, gradientů a jejich časování je možné získat signály váhované požadovaným primárním parametrem – počtem protonových jader $N(H)$, T_1 , T_2 , či průtokem.

[11]

MR sekvence lze rozdělit do dvou hlavních skupin (Obr. 3) podle typu echa, které využívají:

- I. spin echo sekvence, charakterizovány přítomností 180° refokusačního RF pulzu
- II. gradient echo sekvence



Obr. 3 Rozdělení MR sekvencí dle typu odezvy. [14]

Zejména z důvodu potřeby vysoké rychlosti akvizice byla vyvinuta řada variací mezi těmito dvěma skupinami:

- I. Fast spin echo sekvence
 - Single shot FSE
 - Haste
- II. Gradientní echo sekvence s využitím „spoilingu“ reziduální transverzální magnetizace (spoiled gradient echo a ultrafast gradient echo)
 - Skupina gradientních echo sekvencí s ustáleným stavem reziduální transverzální magnetizace (Steady state gradient echo, Contrast enhanced steady state gradient echo, Balanced steady state gradient echo)
 - Echo-planární zobrazení (EPI)

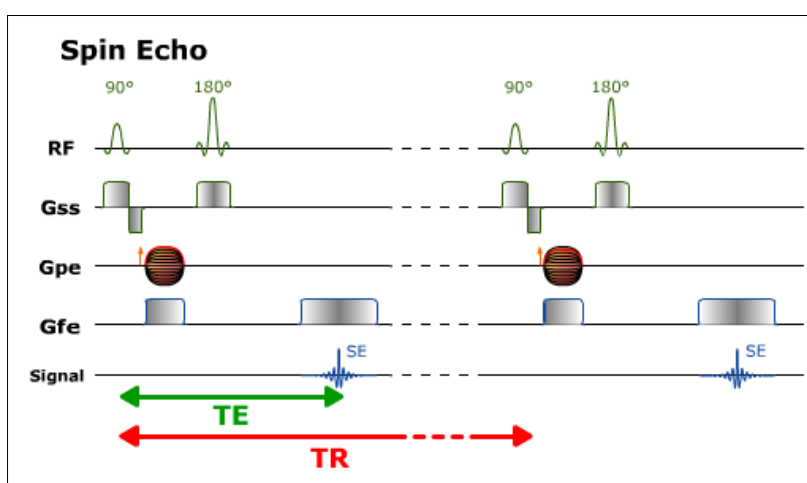
Sekvence, které v sobě spojují spin echo a gradientní echo se nazývají hybridní (GRASE, SE-EPI). Dále existují MR sekvence zaměřené na angiografii (FBI, kontrastní MRA, TOF, PC), zobrazení perfuze, zobrazení difúze (DW) and MR spektroskopie.

[14]

4.3.1 Spin echo

SE sekvence se skládá ze série pulzů: $90^\circ + 180^\circ$. Vyslání 90° RF impulzu do cílového objemu způsobí překlopení vektoru podélné magnetizace do transversální roviny (x,y) a generaci FID signálu. Vlivem relaxace $T2^*$ se postupně narušuje fázová koherence elementárních dipólů, proto je použit tzv. refokusační 180° impulz v čase $TE/2$, který dipóly překlopí kolem osy x , čímž se kompenzují rychlosti jednotlivých dipólů a dochází k jejich opětovnému sfázování a vzniku echo signálu v čase TE . V přijímací cívce se indukuje signál označovaný jako spin echo, či Hahnovo echo. Celá série se opakuje v časovém intervalu TR . S každým opakováním se díky různému fázovému kódování zaplní řádek matice k -prostoru (spektra prostorových frekvencí snímané scény).

[11, 14]



Obr. 4 Průběh Spin Echo sekvence. Gss – gradient výběru tomovrstvy, Gpe – gradient fázového kódování, Gfe – gradient frekvenčního kódování. [14]

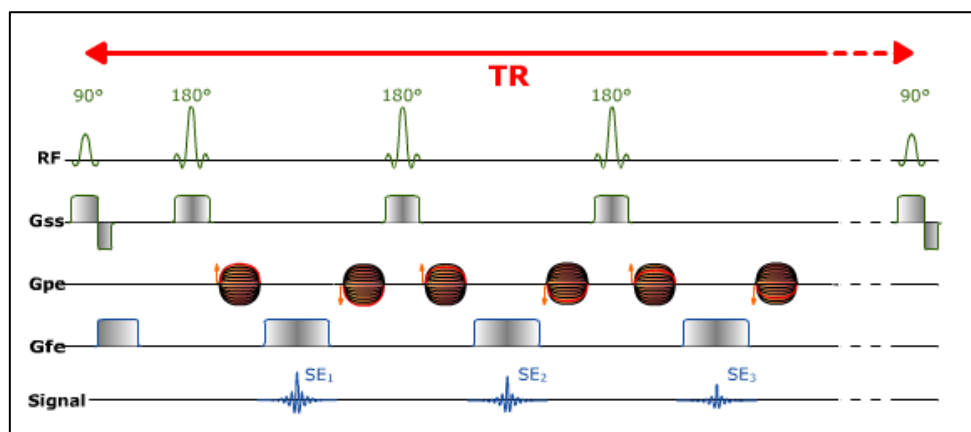
4.3.2 Fast spin echo

Rychlé spin echo zobrazení je obdobou SE zobrazení, kde se využívá jednoho 180° refokusačního impulsu, za pomoci kterého se během času TR obdrží jeden řádek k-prostoru. Pokud je ale u konvenčního SE buzení provedena během jednoho časového intervalu TR opakovaná refokusace aplikací dalších 180° RF impulsů, je možno získat násobná echa (tzv. echo train), každé se svou vlastní k-rovinou. Při každém dalším intervalu echa je naplněn jeden řádek k-roviny. Takto je získána kolekce různých obrazů téže scény, každý jinak váhovaný velikostí T2. Je-li však předmětem zájmu například jen jeden obraz, lze situaci vyřešit pomocí techniky FSE. Zde je možné namísto celého k-prostoru využít pouze jedné k-roviny, která bude plněna n řádky, skenovací doba se tak oproti technice SE zkrátí n -krát.

Před každým refokusačním impulzem je změněn stupeň fázového kódování. Každý jiný fázově kódovací krok bude mít větší úroveň fázově kódovacího gradientu, což způsobí nižší úroveň echo signálu. Pokud je vybrán fázově kódovací krok pro n -té echo na nejmenší úrovni gradientu, bude úroveň signálu n -tého echa největší.

Mezi výhody použití FSE technik patří zkrácení doby skenování, redukce pohybových artefaktů, menší vliv změn magnetické susceptibility zobrazované scény a menší citlivost procesu na nehomogenitu B_0 vzhledem k SE technice.

[11]



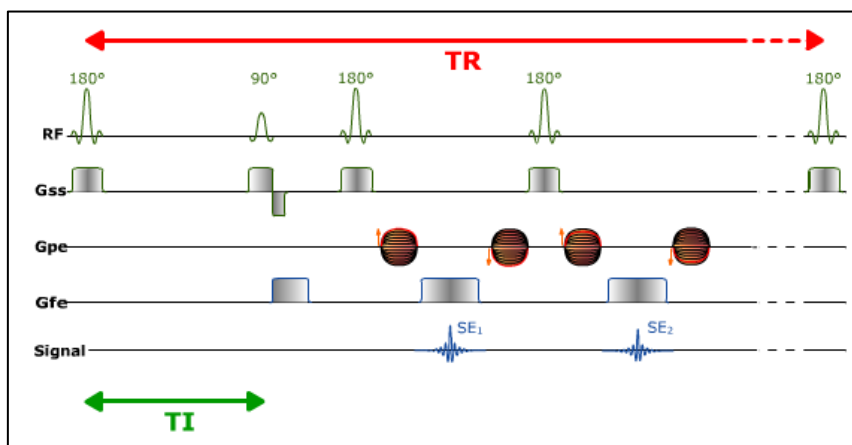
Obr. 5 Průběh Fast Spin Echo sekvence. Gss – gradient výběru tomovrstvy, Gpe – gradient fázového kódování, Gfe – gradient frekvenčního kódování. [14]

4.3.3 IR metoda (Inversion Recovery Pulsesequens)

U IR metody se využívá opakovaného sledu RF pulzů tvořených kombinací ($180^\circ + 90^\circ$). Před začátkem sekvence je systém v termodynamické rovnováze ($M_z = M_0$). Prvním pulzem (180°) je provedena inverze vektoru magnetizace do opačného směru osy z, tedy $M_z = -M_0$. Vektor má tendenci ihned se vracet do původní velikosti a směru, činí tak s rychlostí odpovídající T1. Aplikuje-li se však ve vybraném časovém okamžiku TI (Time Inversion) tzv. „čtecí“ 90° RF impulz, překlopí se odpovídající velikost M_z do roviny (x,y), kde je změřena přijímací cívkou.

Velikost FID signálu závisí na vzájemné velikosti T1 a TI, váhován je velikostí N(H) a T1.

Zvláštní význam má tzv. nulový bod (null point) t_0 , tedy okamžik průchodu vektoru magnetizace M_z nulovou úrovní, kdy nelze měřit velikost magnetizace. Tohoto jevu se využívá k selektivnímu potlačení signálu od některých tkání, např. při metodách STIR, kdy se potlačuje signál tukové tkáně, nebo FLAIR s potlačením signálu od CSF.



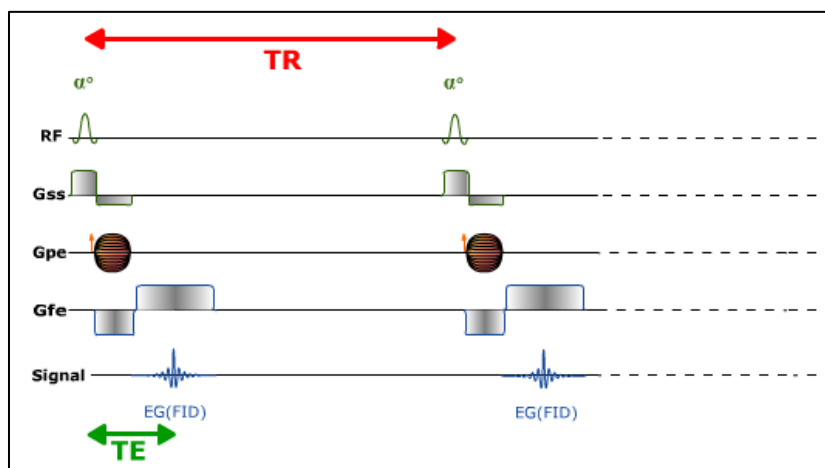
Obr. 6 Průběh Inversion Recovery sekvence. Gss – gradient výběru tomovrstvy, Gpe – gradient fázového kódování, Gfe – gradient frekvenčního kódování. [14]

4.3.4 Gradientní echo (GE/GRE/FE)

Zásadní změnou oproti předchozím technikám je použití gradientního magnetického pole namísto 180° RF impulsu. Působení gradientního pole odpovídá lokální změna Larmorovy frekvence ve směru působení gradientu. Ve FID signálu se tato změna projeví rychlým rozfázováním transversální magnetizace. Pokud je následně v předem definovaném čase aplikována tatáž velikost gradientu v opačné polaritě, dojde ke sfázování elementárních magnetických dipólů, čímž se generuje gradientní echo. Maximální velikosti echa je dosaženo při shodné délce trvání inverzního a prvního gradientu. Doba vzniku gradientního echa je tedy řízena buď volbou trvání gradientů, nebo redukcí velikosti reverzního gradientu.

Výhoda GE techniky spočívá ve významné redukci skenovací doby. Navíc se často používá buzení RF impulzem s malým úhlem (partial flip angle), které umožňuje práci s velmi krátkými hodnotami TR.

[11]



Obr. 7 Průběh Gradient Echo sekvence. Gss – gradient výběru tomovrstvy, Gpe – gradient fázového kódování, Gfe – gradient frekvenčního kódování. [14]

Mezi tyto metody se řadí i technika BTFE, diskutovaná níže. Balanced Turbo Field Echo (někdy též označována jako bSSFP) měří SSFP-FID i SSFP-echo signály. Doba $TR \leq T_2$, integrál pod plochou gradientu je nulový, RF pulsy jsou fázově koherentní.

Konkrétně sekvence DYN-kt-BTFE pořizuje dynamické skeny, jejichž hlavním úkolem je synchronizace akvizice dat s fyziologickými pohyby či procesy, nebo zachycení vývoje změny v signálu, např. při podání kontrastní látky.

[22]

4.3.5 Difúzně vážené obrazy (DW/DWI)

Cílem difúzně vážených sekvencí je vytvoření obrazů, jejichž kontrast je ovlivněn rozdíly v mobilitě vodních molekul. Toho je docíleno přidáním difúzních gradientů během přípravné fáze T2 vážené sekvence.

Jsou použity dva silné difúzní gradienty symetrické kolem 180° refokusačního pulzu. Spiny nepohyblivých vodních molekul jsou rozfázovány prvním gradientem a sfázovány druhým. Spiny vodních molekul pohybujících ve směru gradientů nebudou druhým gradientem sfázovány a vzhledem k vodíkovému jádru nepohyblivé vody zůstanou rozfázovány. Čím rychleji molekuly vody difundují, tím více rozfázovány jsou a tím slabší signál je obdržen.

Tato technika umožňuje difúzní vážení jakékoli sekvence. Použití rychlých sekvencí (SE-EPI, GE) pomáhá redukovat pohybové artefakty, dalšího vylepšení kvality obrazu a zkrácení času sekvence je dosaženo použitím paralelních akvizičních metod.

Stupeň difúzního vážení je vyjádřen pomocí tzv. *b-faktoru* [s/mm²]. Ten závisí na amplitudě gradientu, jeho trvání a době mezi dvojicí gradientů. Čím jsou gradienty silnější, delší a s větším časovým odstupem mezi sebou, tím větší b-faktor je. Při použití adekvátně silných gradientů není však třeba prodlužovat doby trvání a rozestupy, a sekvence se tak zbytečně neprodlužuje.

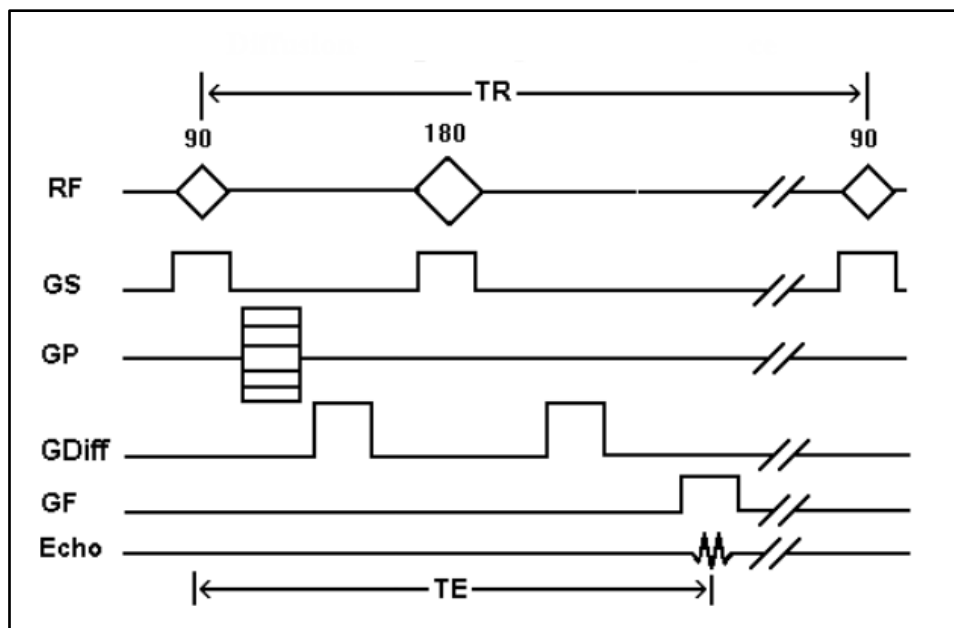
Citlivost této metody je však limitována směrem gradientu, proto se měření musí zopakovat s aplikací gradientů nejméně ve třech různých směrech. Pro kvantitativní měření mobility molekul se počítá tzv. hodnota zdánlivého difúzního koeficientu ADC [mm²/s]. ADC je reprezentována formou mapy, jejíž hodnoty již nejsou závislé na T2. Nízký signál ADC znamená snížení difúze vody ve snímaném objemu. Ve srovnání s obrazy váženými relaxačními časy T1 a T2 jsou difúzně vážené obrazy mnohem citlivější na změny magnetického pole. Každý obrazový bod představuje hodnotu difúzního koeficientu D, popsaného vztahem:

$$D = -\frac{\ln \frac{S_1}{S_0}}{b} \quad (4.6)$$

kde S_1 je intenzita jednoho voxelu v obraze měřeném s gradientem v jedné ze souřadných os x , y , z , nebo s kombinací těchto gradientů, S_0 je intenzita jednoho voxelu v obraze měřeném bez gradientů a písmeno b představuje b-faktor (b-hodnota) představuje vliv gradientů na difúzně vážené obrazy (čím větší je jeho hodnota, tím silnější je difúzní vážení).

Ve skutečnosti nelze měřit čistý difúzní koeficient, proto je zaveden zdánlivý ADC počítaný ze dvou difúzně vážených sekvencí s rozdílnými b faktory (např. $b = 0$ s/mm² a $b = 1000$ s/mm²).

[14, 21]



Obr. 8 Průběh difúzně vážené sekvence. GS – gradient výběru tomovrstvy, GP – gradient fázového kódování, GDiff – difúzní gradient, GF – gradient frekvenčního kódování. [27]

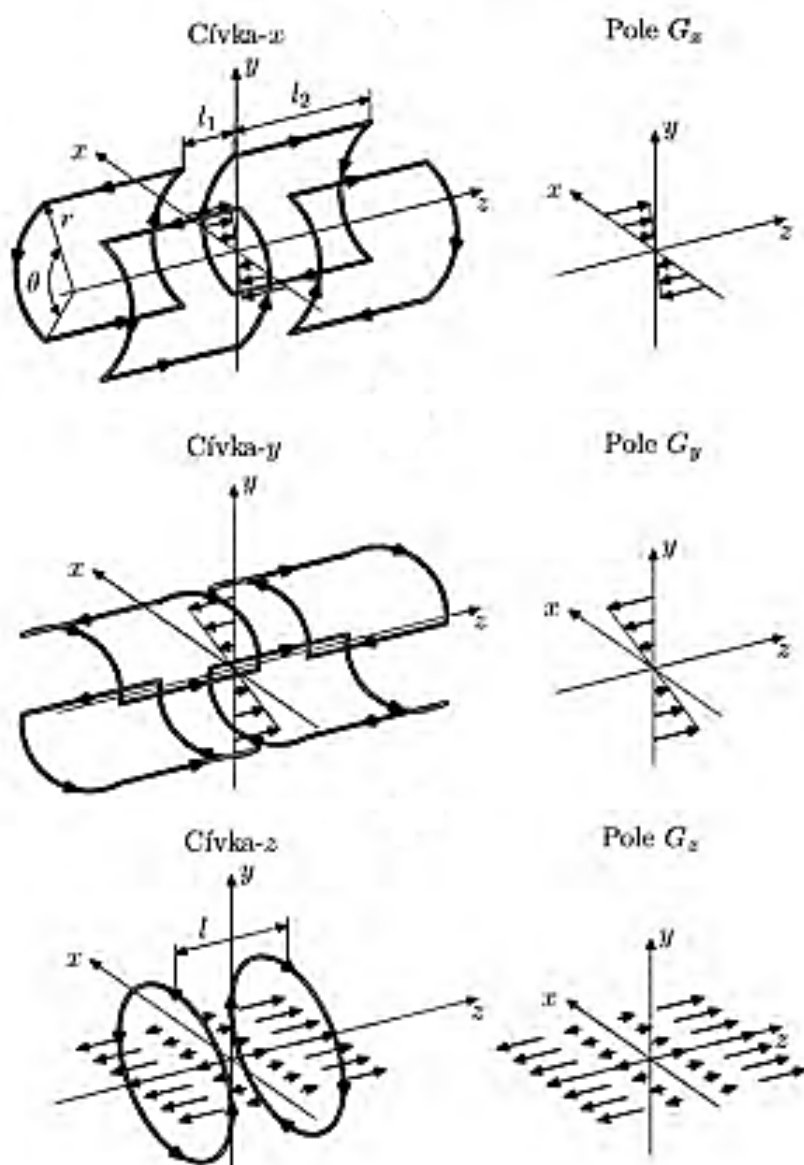
4.4 Gradientní systém

Základními funkcemi gradientů jsou výběr tomografie a prostorové kódování. Gradientní pole se však při MR zobrazení dají využít i k presaturaci, „spoilingu“, „rewindingu“ a ke kompenzaci průtoku.

V technikách 2DFT a 3DFT se využívá tří pozičně lineárně závislých gradientních polí:

$$G_x = \frac{\Delta B_z}{\Delta x}, G_y = \frac{\Delta B_z}{\Delta y}, G_z = \frac{\Delta B_z}{\Delta z} \quad (4.7)$$

Velikost těchto polí se mění ve směrech os x , y , z , ale směr polí je vždy ve směru z .



Obr. 9 Gradientní cívky ve směru osy x a y (označovány také jako Golayovy cívky) a ve směru osy z (označovány jako Helmholtzovy cívky) [11]

Díky programově řízené záměně cívek je možná volba frekvenčního a fázového kódování a vytváření tomografického obrazu scény s různou orientací (axiální, koronální, sagitální).

Velikosti proudů protékajících cívkami jsou 150 až 300 A. Ohmický odpor cívek je cca 1Ω , indukce je cca 1 mH a okamžitá hodnota indukovaného napětí je cca 200 V. Rozptýlený výkon sahá až k 20 kW. Mezi takto silně proudově buzenými vodiči a hlavním magnetem vznikají velké síly, gradientní cívky musí být proto dobře fixovány. I přesto během MR vyšetření vytvářejí gradientní cívky svými mechanickými vibracemi nepříjemný hluk, který se se vzrůstající rychlostí a kmitočtem přepínání gradientů stupňuje. Bez jakéhokoli tlumení může vystoupat až ke 100 dB.

Důležité parametry popisující vlastnosti gradientního systému jsou velikost G , doba nárůstu t_R , maximální rychlost změny G_{max}/t_R a stabilita.

Velikosti neboli amplitudy gradientů dnes běžně dosahují desítek mT. Z podstaty magnetické rezonance vyplývá potřeba ovlivnit stacionární spinující jádra. Použitý gradientní impulz má na jádra účinek úměrný energii proporcionální ploše gradientního impulzu. Zvyšování velikosti G na úkor doby trvání gradientu zachová potřebnou plochu impulzu a zároveň umožní zkrátit čas TE a tím celou dobu akvizice obrazových dat. Kromě zkrácení akviziční doby, je vyšší velikost gradientu výhodou i pro kontrastní rozlišení zobrazení, lepší parametry EP a MRA technik, detekce velmi malých průtoků, zvýšení kontrastu T1 a dalších.

Doba nárůstu gradientu (Rise Time) je doba t_R potřebná k dosažení maximální možné hodnoty gradientu $+G_{max}$. Délka této doby ovlivňuje celkovou dobu trvání gradientu, proto by měla být co nejkratší.

Maximální rychlost změny gradientu SR (Slew Rate) je definována jako rychlost změny gradientu při přepínání mezi nulovou úrovní a $+G_{max}$, resp. mezi hodnotami gradientu $+G_{max}$ a $-G_{max}$ v nejkratším možném přechodovém čase za normálních podmínek.

$$SR = \frac{G_{max}}{t_R} \text{ [mT} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{ms}^{-1}] \quad (4.8)$$

Stabilita gradientu je důležitá z hlediska tvorby parazitních modulací v obrazu. Je proto vyžadována stabilita proudu cca 300 A v časovém intervalu cca 1 ms odpovídající kolísání proudu v rozsahu cca 10 mA.

[11]

4.5 Radiofrekvenční systém

RF systém MRI se skládá z jednotky vysílače a jednotky přijímače. V moderních přístrojích MRI se využívá oddělených vysílačích a přijímacích cívek.

Vysílač generuje budící RF pulsy vhodného tvaru, energie a sledu. Požadavek je zde kladen hlavně na převod výkonu RF signálu na elektromagnetické pole.

Přijímač je představován systémem cívek sloužících pro příjem FID/echo signálů. Zde je naopak vyžadována co největší účinnost převodu elektromagnetického vyzařování relaxujících jaderných spinů (FID signálu) na RF signál.

Existuje několik druhů přijímacích cívek: povrchové cívky se přikládají na povrch těla, objemové cívky obepínají vyšetřovanou oblast těla a cívky velkoobjemové (celotělové) obepínají celé tělo.

Efektivní penetrační hloubka cívky (vzdálenost, do/ze které je cívka schopna vysílat RF pulzy/detekovat FID signály) je přibližně úměrná poloměru cívky. Lepšího prostorového rozlišení je však dosaženo při použití menší velikosti a vyšší plošné hustoty cívek. Poměr SNR roste s použitím většího množství cívek a s menší vzdáleností mezi cívkami a vyšetřovanou oblastí těla.

Tyto poznatky vedly k vytvoření speciálních objemových cívek pro každou část těla (hlava, páteř, rameno, zápěstí, koleno, noha, prsa, atd.).

[2]

4.6 Zařízení Philips

V diplomové práci je problematika studována na přístroji magnetické rezonance Philips Achieva 1.5T NOVA DUAL. Toto moderní zařízení pracuje s magnetickým polem o indukci 1,5 T, které je tvořeno supravodivým magnetem chlazeným kapalným héliem. Achieva disponuje funkcí kompenzace proměnlivosti magnetického pole B_0 způsobené pohybem kovových částic v blízkosti magnetu. Magnet je aktivně stíněn.

Magnetická rezonance je vybavena až 32 RF přijímacími kanály, s šířkou pásma 3 MHz, a dvěma režimy gradientů. Nova Dual HP gradienty jsou charakterizovány amplitudou 33 mT/m, maximálním rychlostí změny gradientu (Slew Rate) 180 mT/m/ms a minimální dobou nárůstu gradientu (Rise Time) 0,18 ms v prvním módu a amplitudou 66 mT/m, maximálním rychlostí změny gradientu 90 mT/m/ms a minimální dobou nárůstu gradientu 0,73 ms v módu druhém. Samozřejmostí je i využití povrchových cívek umístitelných těsně nad povrch pacientova těla.

Maximální velikost zorného pole (FOV) je 53 cm. MRI je vhodná pro zobrazení perfuze, difúze, srdce, funkční MRI (fMRI) i zobrazení celotělní. Umožňuje EKG gating podle VKG. Následně poskytuje možnost 3D rekonstrukce.

[15]

5 EKG

5.1 Snímání EKG signálu

Elektrokardiografie je diagnostická metoda umožňující snímání a registraci bioelektrického signálu srdce (EKG). Tento signál vychází sinusového uzlu v horní části pravé komory srdeční, odkud se šíří svalovinou síní do síňokomorového uzlu, pokračuje Hissovým svazkem, který se větví na Tawarova raménka (levé a pravé) a odtud skrze Purkyňova vlákna přechází na srdeční svalovinu, kde vyvolá její kontrakci. Monitorováním EKG signálu lze tedy získat informaci o aktivitě srdce.

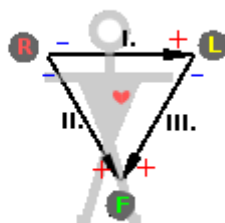
Standardně se k diagnostice používá 12-svodové EKG, které umožňuje měření napětí mezi různými místy na těle pacienta. Svody se dělí do 3 skupin, pojmenovaných podle autorů.

Einthovenovy bipolární končetinové svody

Bipolární svody, označované římskými číslicemi I, II a III, snímají vždy rozdíl potenciálů mezi dvěma elektrodami. Společně tvoří tzv. Einthovenův trojúhelník, pro jehož potenciálové rozdíly platí:

$$I + II = III \quad I + III = II \quad II + III = I \quad (5.1)$$

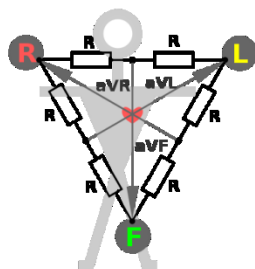
Svod I zesiluje rozdíl potenciálů mezi pravou a levou rukou, svod II mezi pravou rukou a levou nohou, svod III mezi levou rukou a levou nohou. Použité elektrody jsou typicky barevně označeny – pravá ruka (označována RA) červenou barvou, levá ruka (LA) žlutou, levá noha (LL) zelenou a pravá noha se zemnicí elektrodou (RL) černou.



Obr. 10 Einthovenův trojúhelník

Goldbergovy semiunipolární svody

Pro získání signálů z těchto svodů se využívá stejných končetinových elektrod jako v Einthovenově zapojení, registrují se však rozdíly potenciálů mezi končetinovou elektrodou a bodem reprezentujícím průměr napětí dvou zbylých elektrod. Tento bod je vytvořen jejich spojením do uzlu přes rezistory (5 k Ω).

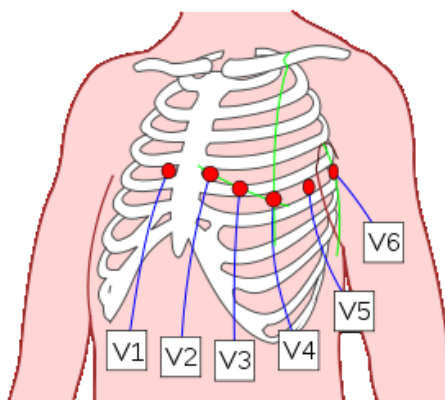


Obr. 11 Goldbergovo zapojení

Svody jsou označeny předponou aV (z anglického augmented Voltage – zesílené napětí) před každou elektrodou. aVR zesiluje rozdíl potenciálů mezi pravou rukou (kladná svorka) a průměrem potenciálu levé ruky a levé nohy (záporná svorky), aVL zesiluje napětí mezi levou rukou (kladná svorka) a průměrem napětí mezi levou nohou a pravou rukou (záporná svorka), aVF pak zesiluje napětí mezi levou nohou (kladná svorka) a průměrem napětí obou horních končetin (záporná svorka).

Wilsonovy unipolární hrudní svody

6 Wilsonových svodů, označených V1 až V6, představuje rozdíly potenciálů mezi hrudními elektrodami tvořícími kladný pól a tzv. Wilsonovou centrální svorkou. Tato svorka je tentokrát vytvořena spojením všech tří končetinových elektrod přes odpor 5 k Ω . Podstatou použití Wilsonových svodů je zobrazení elektrické aktivity srdce horizontálně, na rozdíl od končetinových svodů, které zobrazují elektrickou aktivitu srdce frontálně.



Obr. 12 Wilsonovy hrudní svody [16]

5.2 Artefakty při měření EKG

Artefakty v případě měření biosignálů dělíme na biologické a technické.

Biologické artefakty

Mezi nejčastější biologické artefakty patří pohybové artefakty, které mohou vznikat v důsledku nesprávného připevnění elektrody. Pohyby na přechodu elektroda – elektrolyt se projeví změnou náboje elektrické dvojvrstvy, která se na tomto rozhraní vytvoří. Dočasně se mění půlčlankový potenciál, což vede k chybě měření.

Dalšími biologickými artefakty jsou velmi často svalové artefakty, či artefakty spojené s biologickými rytmy.

Technické artefakty

Elektrostatické potenciály vznikají například při nedokonalém kontaktu elektrod s pokožkou, vysycháním vodivého gelu pod elektrodou, kontaminací plochy elektrody biologickým materiálem, či změnou prokrvení tkáně v místě, kde dochází ke kontaktu s elektrodou. Artefakty vznikají i při elektrostatických výbojích v blízkosti elektrod.

Dalším obvyklým artefaktem je rušení elektrorozvodnou sítí, tzv. síťový brum. Ten se do užitečného signálu zanáší kapacitními vazbami (mezi tělem pacienta a jeho okolím, kapacitami signálového vedení), elektromagnetickou indukcí a parazitními vazbami diagnostických přístrojů.

Impulzní rušivý signál se do užitečného signálu zanáší podobně jako síťový brum. Původ má ve spínaných zdrojích, v elektromotorech a v zapínání/vypínání elektrických spotřebičů. Podobné artefakty však mohou vznikat i při přepínání voliče svodů s mechanickými přepínači.

Artefakty vznikají i díky šumu elektronických prvků (tepelný i kontaktní šum).

[17]

5.3 Zařízení Invivo

PrecessTM MRI patientský monitorovací systém byl navržen pro monitorování životních funkcí v prostředí magnetické rezonance. Přístroj disponuje bezdrátovou komunikací, radiofrekvenčním stíněním, digitálním signálovým zpracováním a dalšími technologiemi umožňujícími monitorování v MRI prostředí.

Standardní sestavu PrecessTM Invivo tvoří bezdrátově přenášený elektrokardiogram (EKG), bezdrátově přenášená pulzní oxymetrie (SpO₂) a neinvazivní měření krevního tlaku (NIBP). Dalšími měřitelnými parametry mohou být vydechovaný CO₂, anestetické plyny, invazivní krevní tlak a teplota.

Zařízení Precess™ Invivo je tvořeno:

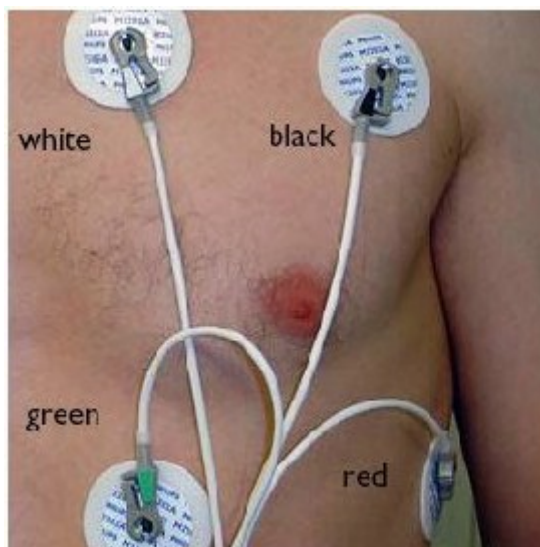
- Bezdrátovou zpracovávací jednotkou (WPU) s obvody, hardwarem, přijímači a anténami pro podporu bezdrátové komunikace mezi moduly EKG a SpO2. Displejová jednotka (DCU) je rovněž součástí WPU.
- Přípojná patientská jednotka (PCU) slouží pro připojení patientských kabelů pro měření NIBP, ETCO2 a dalších ne-bezdrátově měřitelných hodnot.
- Displejová jednotka (DCU) komunikuje s WPU prostřednictvím obousměrné 2.4 GHz spojovací linky. DCU disponuje velkým barevným LCD displejem, ovládacím panelem a nahrávacím zařízením pro zobrazení, kontrolu a dokumentaci měřených parametrů.
- Bezdrátový EKG modul (WECG) přenáší do WPU až dva svody současně. Tyto svody mohou být zobrazeny na DCU a zároveň mohou být použity jako spouštěcí impulzy pro MRI.
- Bezdrátový SpO2 modul (WSpO2) přenáší do WPU hodnotu SpO2 a pulsní vlnu. Opět může být pouze zobrazena na DCU, anebo použita i pro triggering MRI.

[4]

5.4 Rozmístění elektrod při MRI

Doporučené rozmístění elektrod dle společnosti Philips pro bezdrátový spouštěcí (triggerovací) modul je vyobrazeno na Obr. 12 níže. Toto rozmístění elektrod umožňuje spolupráci i se systémem Invivo Precess. Zelená elektroda zde představuje společnou zem, zatímco černá společnou aktivní elektrodu.

[18]



Obr. 13 Doporučené rozmístění elektrod při MRI [18]

6 Rozbor problematiky

6.1 Sledování vitálních funkcí

Při MR zobrazení se problematickým jeví v podstatě pouze záznam EKG. Během snímání pulsní oxymetrie (SpO₂) či neinvazivního měření tlaku (NIBP) se žádné rušení neprojevuje. Z naměřených dat se dá usuzovat, že v EKG křivce nejsou obsaženy vysokofrekvenční složky RF impulsů, ani jejich obálky. Rušení se projevuje zejména při určitých sekvencích.

6.2 Problematika snímání EKG

Elektrokardiogram během vyšetření MRI je snímán speciálními MR kompatibilními elektrodami, typicky 4-svodově a mnohdy bezdrátově s využitím speciálního EKG modulu a bezdrátové jednotky pro zpracování (Wireless Processing Unit). Lékaři tak mají k dispozici informace o elektrické aktivitě srdce během celého MRI vyšetření prakticky v reálném čase.

[5]

S modernizací lékařské přístrojové techniky se objevují nové možnosti, jak v minimálním čase dosáhnout vyšší kvality zobrazení. V případě magnetické rezonance se využívá stále kratších časů náběhů a trvání gradientů při jejich současně vyšších intenzitách, což vede ke vzniku indukovaného napětí, který se superponuje na snímáný EKG signál.

[11]

6.3 Popis problematických sekvencí

U konkrétních přístrojů – magnetické rezonance Philips Achieva 1.5 T Nova Dual a monitoru vitálních funkcí Precess Invivo 3160 se s problémem indukce parazitního napětí setkáváme při použití následujících sekvencí:

- DWI – Diffusion weighted imaging
- DYN_kt-BTFF – Dynamic, k-t Blast, Balanced Turbo Field Echo

6.3.1 DWI

Difúzně vážené obrazy umožňují použití kratšího TE času (doba od aplikace RF impulsu k píku obdrženého echa), čímž dokáží zlepšit SNR obrazu. DWI je možné použít pro zobrazení tkání s krátkými T₂ relaxačními časy, jako jsou játra, ledviny, nebo chrupavka. Sekvence dokáže pracovat s dvojnásobnou amplitudou gradientů a poloviční rychlostí změny gradientu (Slew Rate) v porovnání s běžnými gradienty.

6.3.2 DYN-kt-BTFF

Během této skenovací sekvence jsou s každým srdečním pulsem sejmuty 3 řezy. Před každým řezem je pro zlepšení kontrastu aplikován saturační prepuls. Získaný obraz je T₁-vážený.

6.4 Hodnocení EKG křivky pro MR

Snímání srdeční aktivity má při MR zobrazení nepostradatelný význam pro spouštění (triggering) využívané k předcházení pohybovým artefaktům znehodnocujících výslednou podobu obrazu. Jedná se o synchronizaci sekvencí snímání MR obrazu například s určitou fází srdečního cyklu za pomoci spouštěcího (triggerovacího) impulsu. Bez této synchronizace by byla data vzorkována v různých fázích systoly a diastoly, což by vedlo ke zdvojeným strukturám (ghost artifacts), neostrým okrajům apod. na snímcích MR.

[19]

Pro synchronizaci se využívá impulsů, nejčastěji získávaných z nejvyššího komponentu EKG – kmitu R. Spouštění si Philips Achieva 1.5 T zajišťuje sám, pomocí vlastního modulu, případně je možno využít gatingového portu monitoru Precess Invivo. Vlastní pulsy však nejsou nikde zobrazeny, lékař tak v případě rušeného EKG stále postrádá informaci o pacientově srdeční aktivitě.

Tuto informaci by během vyšetření měl poskytovat monitor, který však v žádném případě není určen k diagnostickým účelům. Pro monitorování funkčnosti srdce lékaři na MRI postačuje prakticky údaj o tepech, který sám o sobě vychází z detekované R vlny. Tak může zdravotnický personál rozeznat bradykardii, tachykardii, případně stav vycházející z neznatelné R vlny (fibrilaci komor, asystolie). Pro pacienta se srdečním onemocněním či po těžkém traumatu je toto monitorování zásadní.

Problém vzniká při saturaci přístroje a nedetekovatelné R vlně, či pících falešně detekovaných přístrojem.

7 Použité metody měření rušení

Veškerá měření a sběry dat na pracovišti magnetické rezonance byly provedeny za běžného klinického provozu, výjimečně po pracovní době. Praktická část diplomové práce byla tímto značně komplikována a všechny experimenty nemohly být provedeny v plném rozsahu. Další překážkou ve zpracování získaných dat se stal fakt, že monitor životních funkcí PrecessTM Invivo nedisponoval digitálním výstupem pro odběr měřeného signálu. Snímaná data bylo možno archivovat pouze v papírové podobě. K digitalizaci záznamu byl proto použit software GetData Graph Digitizer, který umožnil vzorkovat obrazová data a přiřadit jim příslušné souřadnice. Dále byla data zpracovávána v Matlabu.

Pro záznam a následný rozbor rušení superponovaného na užitečný signál EKG byly použity následující metody.

7.1 Měření přístrojem PrecessTM Invivo

První měření bylo realizováno na monitoru životních funkcí používaném na pracovišti MR.

7.1.1 Měření EKG přístrojem PrecessTM Invivo na pacientovi

Měření proběhlo při rutinním vyšetření pacienta za použití různých sekvencí. Všechna měření byla provedena při snímání hlavové oblasti pacienta. Zobrazeny byly 2 svody EKG současně – svod výrobcem označován jako II a AVR. Reprezentativní vzorky rušeného EKG byly z přístroje vytištěny, skeny záznamů se nacházejí v [Příloze I](#). K digitalizaci a k dalším úpravám byly vybrány svody II. Jejich podoba po digitalizaci a vykreslení v Matlabu v [Příloze II](#).

Výsledek měření

Rušení významněji pozměnilo EKG signál u sekvencí DWI a DYN-kt-BTFE, a to v obou prověřovaných svodech. Výrobcem doporučený výběr jiného svodu při výskytu rušení se neosvědčil ani pro jiné svody, kterými monitor disponuje. Rušení se většinou projevovalo jako pravidelné vlny či kmity přicházející v intervalech, přičemž píky těchto vln byly pak nesprávně indikovány monitorem životních funkcí jako R kmity a následně přiřčeny k normální tepové frekvenci. Přístroj falešně detekoval tachykardii, což vedlo ke spuštění alarmu.

V případě sekvence DYN-kt-BTFE došlo dokonce během přepínání gradientů k saturaci, EKG signál byl zcela ztracen. Vhodným nastavením citlivosti obrazovky (5 mm/mV) však bylo možno saturaci předejít, rušení mělo pak typicky tvar tripletu vln amplitudou i strmostí připomínající kmit R. Tento tvar nebyl náhodný, ale vycházel z popisu dynamické sekvence, která po sejmutí spouštěcího impulsu z pulsního oxymetru pacienta pořídila 3 snímky. Důležitým rysem rušení vycházejícího z DYN-kt-BTFE se stal do jisté míry předvídatelný průběh – R kmit (ovšem ne každý R kmit) následovaný 3 vlnami s určitou délkou trvání a s určitými časovými intervaly mezi jednotlivými vrcholy vln. Zde se nabízel i prostor pro postprocessingovou úpravu signálu.

7.1.2 Měření přístrojem Precess™ Invivo „naprázdno“

V rámci experimentu vycházejícího z řešební práce bylo realizováno měření, které mělo za cíl indukování rušivého napětí na vodiče bez přítomnosti EKG signálu pacienta. Během měření byly elektrody rozmístěny stejně jako při snímání EKG, tentokrát ovšem na podložce s nízkou hladinou fyziologického roztoku, či vodivé želatiny sloužící jako vodivé spojení mezi elektrodami. Proběhla stejná měření jako v předchozím případě.

Výsledek měření

Zde se rušení ve svodech projevovalo minimálně. Pouze v případech již zmiňovaných sekvencí DWI a DYN-kt-BTFE bylo rušení patrné (viz [Příloha III](#)). S ohledem na předchozí měření se ale skutečně jednalo o sekvence s rušením nejvýraznějším. U sekvence DYN-kt-BTFE bylo možné potvrdit výskyt onoho typického tripletu.

7.2 Měření přístrojem bmeng EKG

K dalšímu měření byl využit školní výukový modul pro měření EKG, který na rozdíl od nemocničního monitoru umožňoval digitální záznam dat.

7.2.1 Měření EKG přístrojem bmeng EKG na pacientovi

Na figurantův hrudník byly připojeny dvě snímací MR kompatibilní elektrody, rozmístěním odpovídající pozici na levé a pravé ruce, a jedna napájecí elektroda reprezentující pozici na pravé noze. Figurant nebyl během tohoto měření nikde uzemněn, byl ale napájen opačným napětím, než je absolutní hodnota souhlasného napětí na vstupu končetinových elektrod (toto vyplývá z principu měření daným přístrojem). Pacientské kabely byly oproti originálům prodlouženy o 8 metrů, kvůli umístění měřicí sestavy v lékařské místnosti vedle vyšetřovny.

Výsledek měření

Bohužel již samotné měření bez přítomnosti gradientů bylo zatíženo chybou. EKG bylo snímáno prakticky bezchybně až do chvíle, kdy byl pacient umístěn do zorného pole uprostřed hlavního magnetu, kde došlo k deformaci signálu a EKG se stalo nečitelným. Přístroj bmeng EKG není určen pro práci v MR, oproti monitoru Precess Invivo byl tedy značně znevýhodněn. Rušení signálu se projevovalo i u jiných sekvencí než DYN-kt-BTFE a DWI. Signál často přecházel do saturačních hodnot. Pro představu jsou v [Příloze IV](#) i ostatní měřené sekvence.

7.2.2 Měření přístrojem bmeng EKG „naprázdno“

Následně bylo se sadou bmeng EKG provedeno stejné měření „naprázdno“ jako u přístroje PrecessTM Invivo.

Výsledek měření

Tentokrát měření prokázalo přítomnost jistého rušení u všech sekvencí i během snímání bez pacienta. Následná spektrální analýza signálů, která zahrnovala vykreslení amplitudových frekvenčních charakteristik, však ukázala většinové zastoupení frekvencí blížících se nule, což se kryje se spektrem normálního EKG signálu, proto se jejich filtrace jevila jako velice obtížná.

Naměřené signály z bodu 7.2.1 a 7.2.2 včetně vykreslených charakteristik jsou zobrazeny v [Příloze IV](#).

U sekvencí DYN-kt-BTFE a DWI, u kterých byla analýza pro danou problematiku nejdůležitější, se během měření „naprázdno“ objevilo rušení, které by mohlo vycházet právě z aktivity gradientů. U signálu měřeného při DWI jsou patrné pravidelné pulsy, které po jisté době zvýší svou amplitudu, tento jev odpovídá fázi zhoršení čitelnosti EKG z monitoru Invivo. U signálu sejmutého při sekvenci DYN-kt-BTFE jsou zase patrné skupinky pulsů svým časovým trváním odpovídající délce rušivého tripletu objevujícím se na EKG monitoru. Vybrané úseky signálů jsou v detailu vykresleny v [Příloze V](#).

7.3 Měření indukovaného napětí cívkou

Pro indikaci rušení v prostředí magnetické rezonance byla použita cívka, v níž se při aplikaci magnetického gradientu indukuje okamžité napětí U_i podle indukčního zákona:

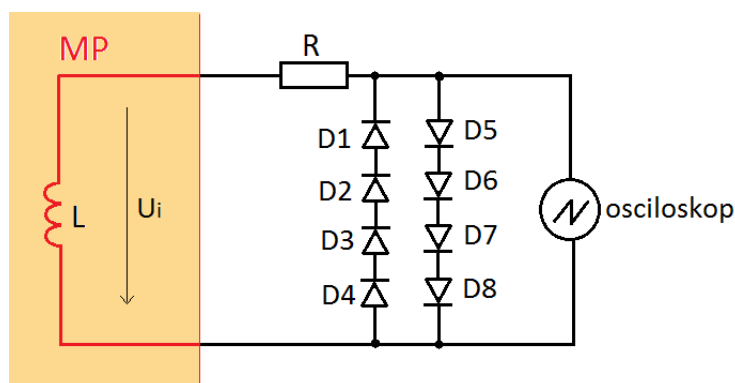
$$U_i = -\frac{d\Phi}{dt} \quad (7.1)$$

kde $d\Phi$ je změna magnetického toku cívkou za čas dt .

[20]

Předpokládané indukované napětí bylo odhadnuto pro oba módy, kterými Philips Achieva 1,5 T disponuje. V Módu 1 s minimální dobou nárůstu gradientu (Rise Time) 0,18 ms a maximální amplitudou gradientu 66 mT/m, bylo předpokládáno maximální indukované napětí 7 V. V Módu 2 s delší dobou nárůstu gradientu 0,73 ms a při amplitudě gradientu 33mT/m mělo napětí dosahovat pouze 0,9 V. Průběh napětí měřeného vzduchovou cívkou o průměru 3,18 cm s 24 závitů vinutí byl simulován v programu Ansys Maxwell.

Měření bylo provedeno dle následujícího schématu, kde byla do měřicího řetězce přidána ještě diodová ochrana před napětíovými špičkami.



Obr. 14 Schéma měřicího řetězce pro měření U_i vzduchovou cívkou. L - měřicí cívka, R – předřazený odpor, D1 – D8 – diodová ochrana, MP – magnetické pole.

Měření bylo provedeno na modulárním osciloskopu Agilent U2702A.

7.3.1 Měření s cívkou – sekvence gradientní echo

Pro představu o podobě signálů zachycených cívkou pro různé případy gradientů, tedy při různých nastavených velikostech zorného pole (FOV) a řezu (slice), bylo provedeno měření cívkou při sekvenci GE (gradientní echo, viz výše).

Vycházíme-li ze znalosti teorie, lze předpokládat, že tloušťka řezu je určena velikostí gradientu G_z , nebo selektivitou excitačního RF impulsu. Po aplikaci gradientu výběru řezu (slice selection gradient) budou excitovány pouze spiny s odpovídající rezonanční frekvencí $f_z = \gamma \cdot B_z$ ve vybrané vrstvě. Následně je k fázovému kódování použit fázově kódovací gradient G_y a poté k frekvenčnímu kódování čtecí gradient G_x . Sejmutý pohled se navzorkuje s krokem Δk_x nebo Δk_y a získá se tak jeden řádek k -prostoru.

$$\Delta k_x = \gamma \cdot G_x \cdot \Delta t_x \quad (7.2)$$

$$\Delta k_y = \gamma \cdot G_y \cdot \Delta t_y \quad (7.3)$$

Vzorkovací věta pak určuje i vzájemný vztah mezi výslednou maticí k -prostoru a FOV.

$$FOV_x = \frac{1}{\Delta k_x} = \frac{1}{\gamma \cdot G_x \cdot \Delta t_x} \quad (7.4)$$

$$FOV_y = \frac{1}{\Delta k_y} = \frac{1}{\gamma \cdot G_y \cdot \Delta t_y} \quad (7.5)$$

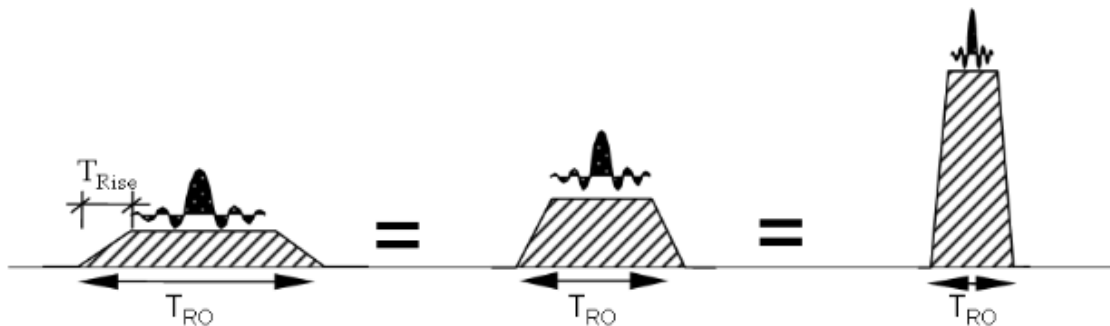
kde γ je gyromagnetický poměr jádra a Δt představuje vzorkovací periodu.

[26]

Lze také psát:

$$FOV_x = \frac{BW}{\gamma \cdot G_x} \quad (7.6)$$

Je tedy možné říci, že zorné pole je omezeno dosažitelnou velikostí gradientních polí a šířkou pásma BW přijímače. Plocha gradientu je pro velikost FOV snad ještě výstižnějším parametrem, než jen jeho velikost, jak dokazuje následující schéma.



Obr. 15 Závislost rozlišení obrazu na časovém integrálu gradientu (šrafované plochy).

Ke zkrácení čtecího času (Readout Time T_{RO}) je třeba zachovat plochu gradientu, čehož se docílí zvýšením amplitudy gradientu a zkrácením času náběhu T_{Rise} . [25]

Prostorové rozlišení, které bude značeno δx , je definováno jako FOV dělené počtem kódovacích kroků. Pro x :

$$\delta x = \frac{FOV_x}{N} \quad (7.7)$$

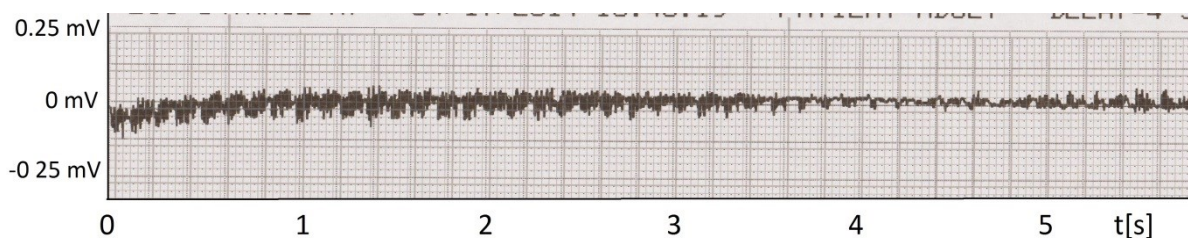
Rozlišení bude nepřímo úměrné právě časovému integrálu použitého gradientu $\int G_x(t)dt$ během čtecí periody T_{RO} (Readout Time).

$$\delta x = \frac{1}{\gamma \int G_x(t)dt} \quad (7.8)$$

[25]

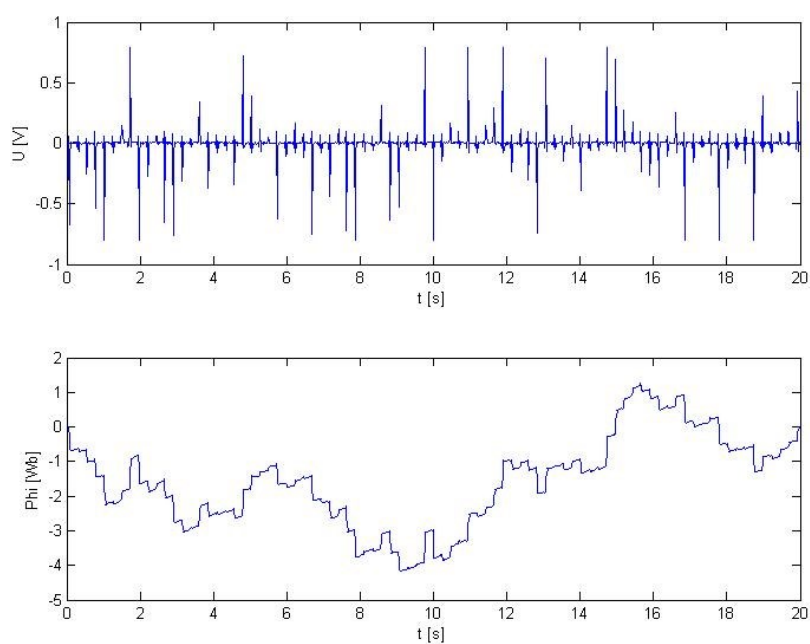
V rámci experimentu s cívkou byly odzkoušeny 4 různé kombinace FOV a slice při sekvenci GE. Cívka byla umístěna do blízkosti izocentra gantry. (Teoreticky by v místě izocentra neměly být patrné žádné změny magnetického pole, to znamená, že by se na cívkou nemělo indukovat žádné napětí. Umístit cívku přesně do izocentra však nebylo s dostupným vybavením možné, kromě jiného v tom bránily i samotné rozměry cívky. Díky tomu však byly naměřeny potřebné signály odpovídající změnám magnetického pole při přepínání gradientů.)

Záznamy pocházející z patientského monitoru Precess Invivo jsou však velmi podobné, v podstatě se jedná o šum velmi nízkých amplitud, řádově setin mV. Je na nich však patrný jistý trend, snižování a následného zvyšování amplitudy, dle charakteru použité sekvence.

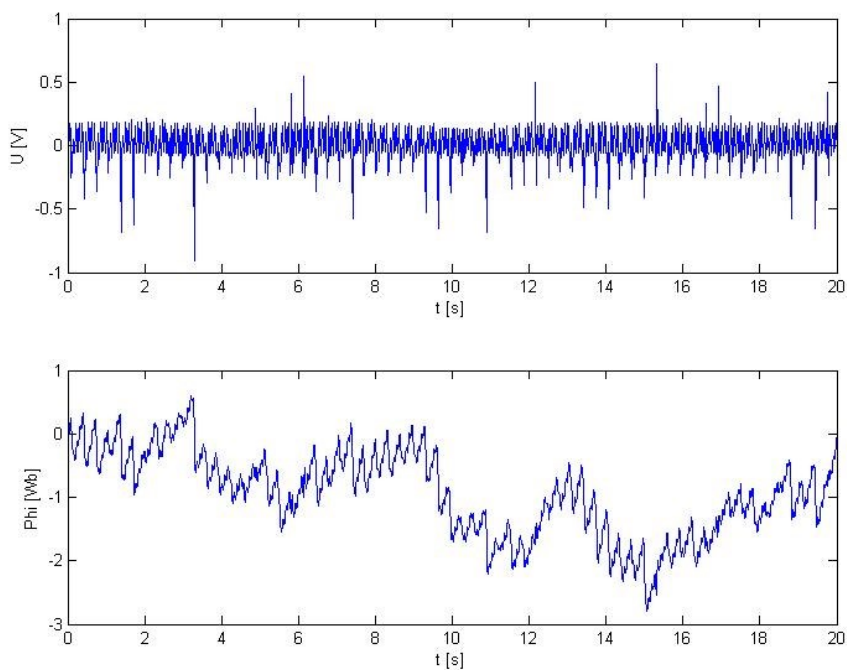


Obr. 16 Záznam z monitoru Precess Invivo, měřeno na fantomovi, sekvence Gradientní echo.

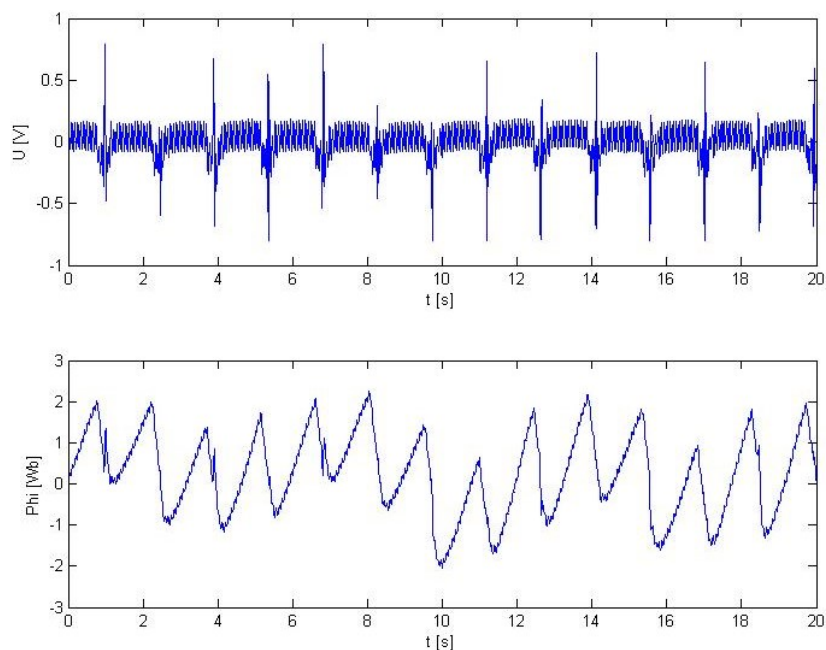
Záznamy z osciloskopu z měření s cívkou vykazují jisté odlišnosti. Naměřená data byla integrována a vykreslena spolu s originálním záznamem.



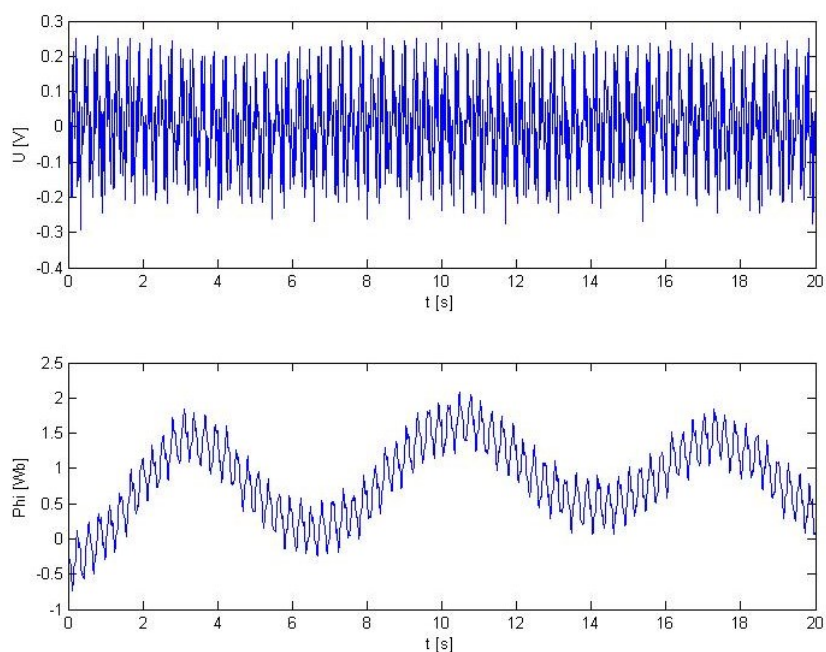
Obr. 17 Nahoře signál z cívky. Dole jeho integrace. FOV 40 x 31, slice 6 mm.



Obr. 18 Nahoře signál z cívky. Dole jeho integrace. FOV 520 x 520, slice 6 mm.



Obr. 19 Nahoře signál z cívky. Dole jeho integrace. FOV 520 x 520, slice 259,7 mm.



Obr. 20 Nahoře signál z cívky. Dole jeho integrace. FOV 520 x 520, slice 0,5 mm.

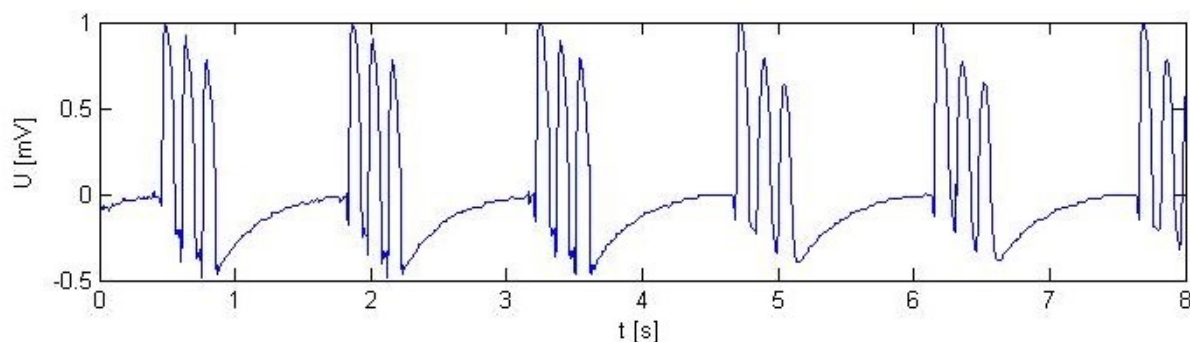
Integrační křivky signálů reprezentují časovou závislost okamžitého magnetického toku cívkou, a tedy (vzhledem ke konstantní ploše cívky a počtu závitů) také časovou závislost okamžité indukce magnetického pole v místě, kde se cívka nachází. Dá se z nich tedy usuzovat na podobu magnetických gradientů v čase.

Při zvětšení FOV došlo ke změně plochy gradientu. Náběh gradientu v čase byl pozvolnější a plocha integrálu se zmenšila. Rozlišení obrazu se zhoršilo. Změna hodnoty slice zase určovala časové rozmezí, kdy byl aplikován slice selection gradient ve směru osy z . S větší tloušťkou řezu byl prodloužen interval sejmutí jednoho řezu. Napětíové špičky přisuzované tomuto gradientu jsou lépe patrné z průběhů signálů v prvních grafech.

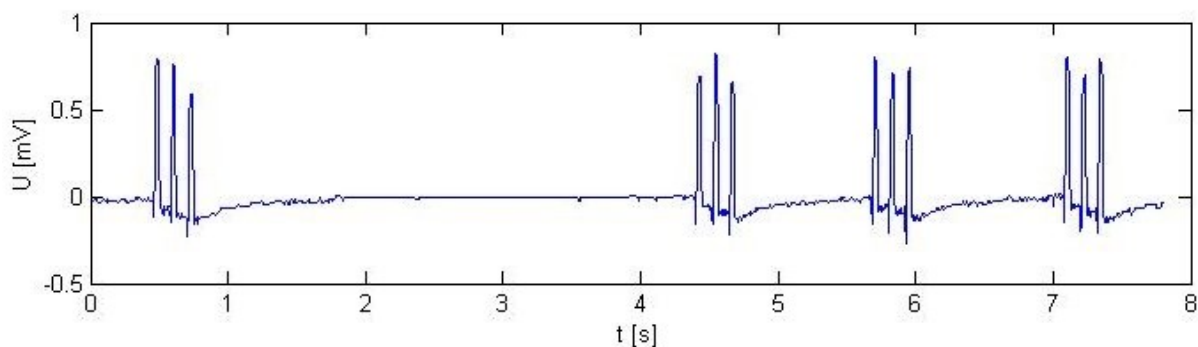
7.3.2 Měření s cívkou na fantomovi

Další měření bylo provedeno s využitím cívky i fantoma. Dle základního rozmístění byly na fantoma vytvořeného z vrstvy vodivé želatiny (s obsahem 0,9 % NaCl) přiloženy elektrody. Na monitoru Precess Invivo byl snímán svod II. Pro potřebu spouštění (triggeringu) byla snímána pulsní vlna osoby stojící mimo gantry.

Byla spuštěna sekvence DYN-kt-BTFE. Na signálu z patientského monitoru byl dobře rozeznatelný triplet vln, tentokrát bez „kontaminace“ EKG signálem. Byla vyzkoušena různá nastavení zorného pole (FOV) a řezu (slice).



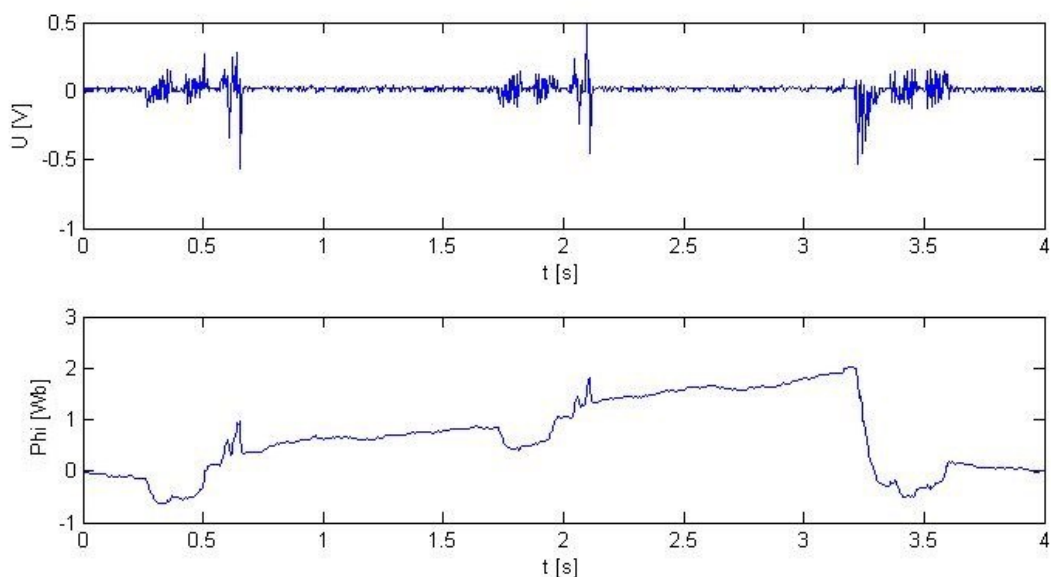
Obr. 21 Rušivý signál z DYN-kt-BTFE samostatně. FOV 180 x 48, slice 23 mm.



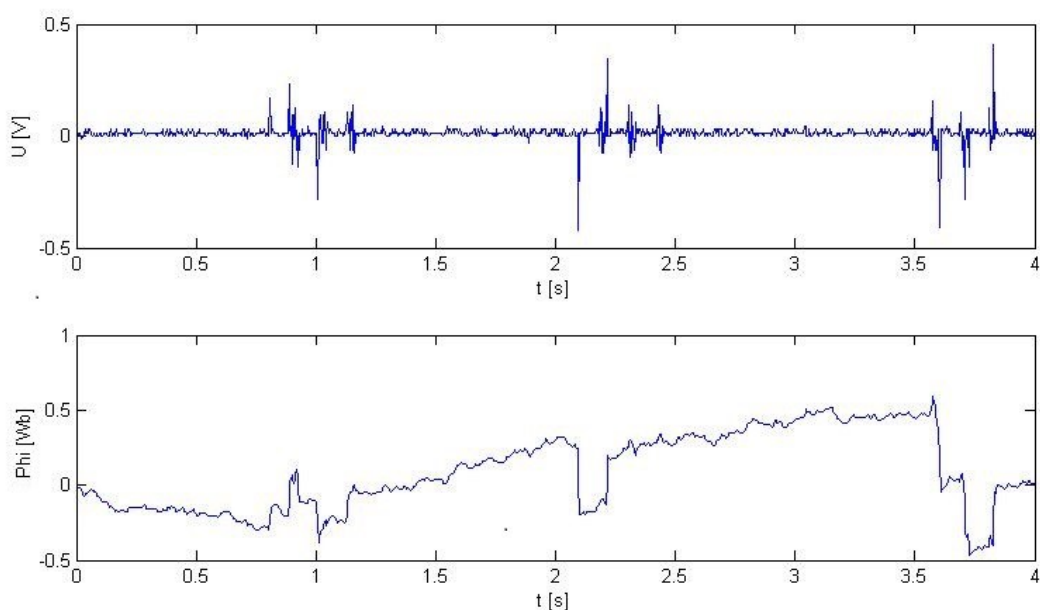
Obr. 22 Rušivý signál z DYN-kt-BTFE samostatně. FOV 180 x 45, slice 10 mm.

Je vidět, že druhý signál se vyznačuje výrazně štihlejšími píky. Jejich amplituda je také o něco nižší a délka trvání celého tripletu je v průměru o 0,18 s kratší.

Signál z cívky pořízený ve stejném čase jako signál z monitoru a jeho integrace vypadaly následovně.



Obr. 23 Signál z cívky (nahore) a jeho integrace (dole), sekvence DYN-kt-BTFE, FOV 180 x 48, slice 23 mm.

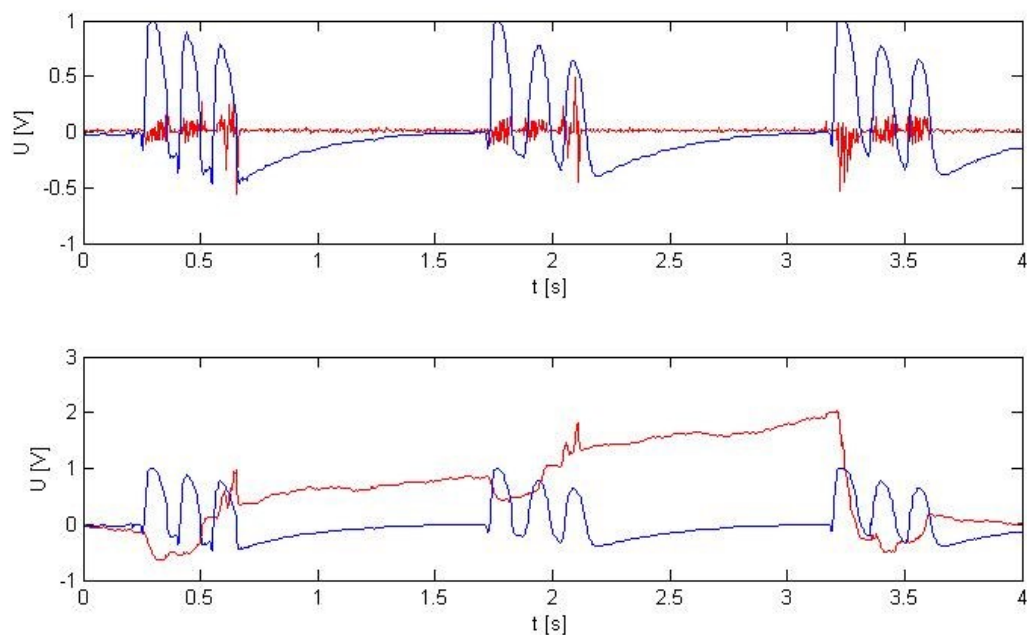


Obr. 24 Signál z cívky (nahore) a jeho integrace (dole), sekvence DYN-kt-BTFE, FOV 180 x 45, slice 10 mm.

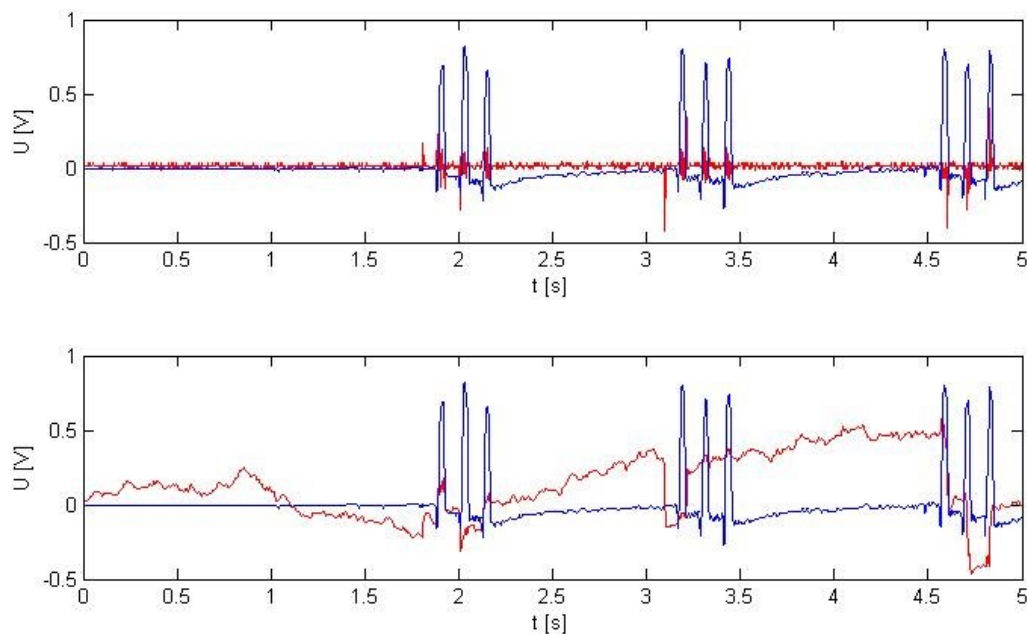
Integrály vypočtené ze signálu cívky představují plochu gradientu, opět je patrný rozdíl mezi obrázkem 23 a 24 s různými výchozími parametry.

FOV bylo změněno pouze nepatrně, přesto je možné pozorovat jistý rozdíl v časovém náběhu gradientů. Tloušťka řezu opět ovlivnila délku skenování jednoho řezu - nastavení menšího řezu na obr. 24 zkrátilo dobu aplikace gradientů, vizuálně patrné i na záznamu z monitoru životních funkcí. Opět se potvrdilo pozorování z bodu 7.3.1.

Signály získané z cívky a z patientského monitoru byly k vizuálnímu srovnání vykresleny společně do jednoho grafu. Signály z monitoru byly zvětšeny 1000x.



Obr. 25 Nahoře signál z monitoru modře a z cívky červeně. Dole signál z monitoru modře a integrace z cívky červeně. FOV 180 x 48, slice 23 mm.

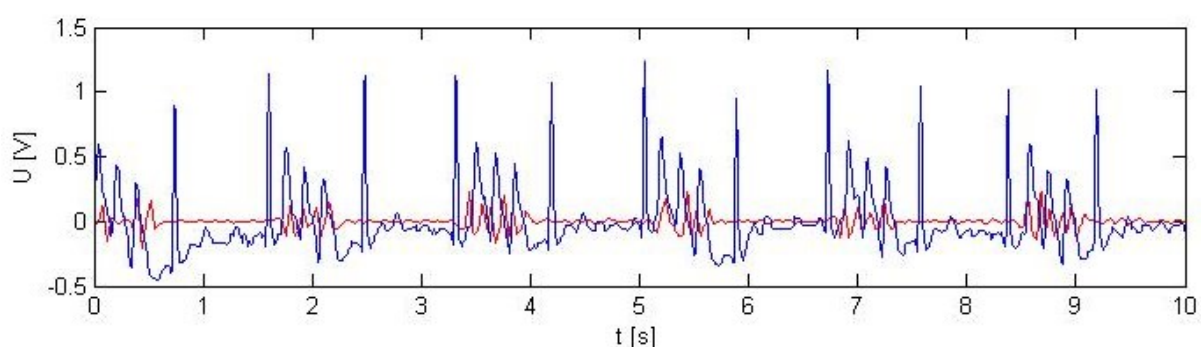


Obr. 26 Nahoře signál z monitoru modře a z cívky červeně. Dole signál z monitoru modře a integrace z cívky červeně. FOV 180 x 45, slice 10 mm.

Pro studované sekvence bohužel nebyl dispozici přesný popis spínání jednotlivých gradientů a RF impulzů v čase, z popisu sekvence bylo však známé přepínání gradientů při snímání tří řezů po detekovaném pulzu pacienta. Je důvodné se domnívat, že rušení zachycená cívkou jsou původem z magnetických gradientů. Tuto domněnku lze navíc podložit vyloučením ostatních zdrojů rušení. Magnetohydrodynamický efekt uplatňující se při proudění krve v magnetickém poli vyvrátilo použití neživého fantoma, na kterém byl zachycen prakticky identický artefakt, jako na EKG záznamu. Radiofrekvenční pulsy dosahují při MRI frekvencí řádu desítek MHz, při rozlišení 1250 bodů na obrazovku osciloskopu, kde bylo zobrazeno 5 s, jsou tyto prakticky odfiltrovány použitou vzorkovací frekvencí 250 Hz.

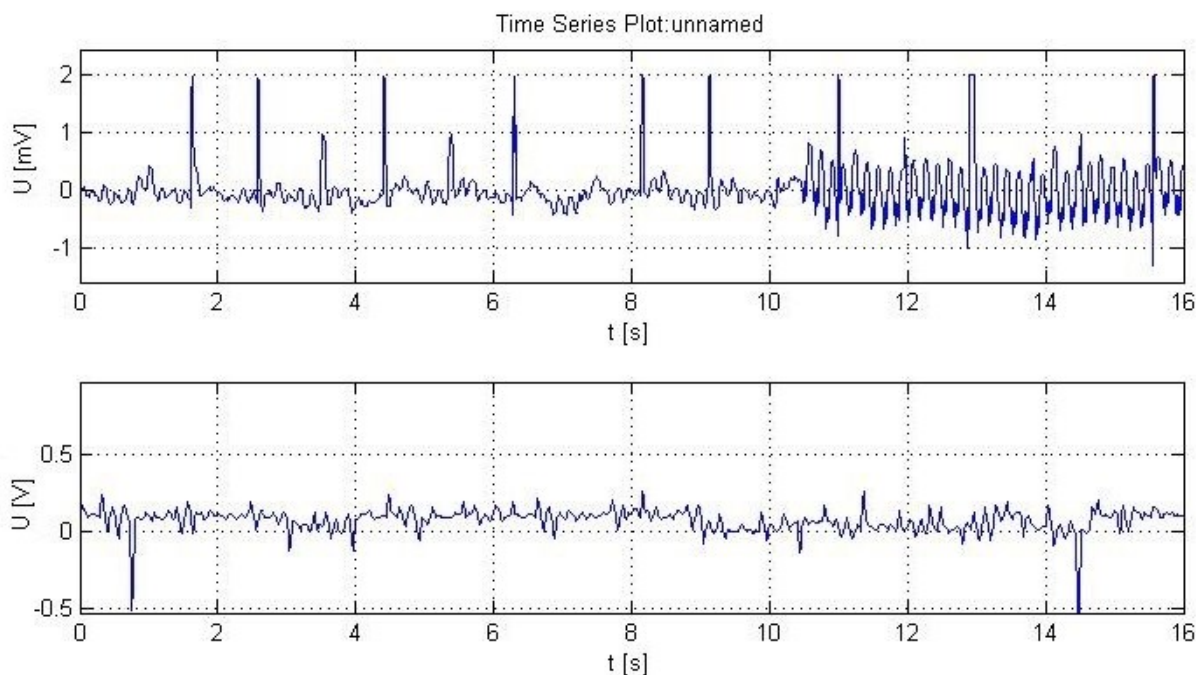
7.3.3 Měření s cívkou na pacientovi

Měření s cívkou bylo provedeno i s EKG připojeným na pacientovi, měřicí cívka ležela na EKG bezdrátovém modulu. Cívka jakožto měřicí prvek v obvodu je však velmi citlivá na jakékoli vlastní pohyby v magnetickém poli. Pokud tedy i s modulem ležela přímo na pacientovi, bylo na signál v důsledku pohybu cívky v magnetickém poli spolu s hrudníkem při dýchání indukováno napětí nízkých frekvencí a bylo nutné tento nežádoucí dechový artefakt ze záznamu odstranit. Upravený signál z cívky byl opět porovnán se signálem z patientského monitoru zvětšeným 1000x. U sekvence DYN-kt-BTFE je zřejmá vzájemná závislost.



Obr. 27 Vzájemná korelace signálu z monitoru (modře) a z cívky (červeně). Píky před a za tripletem představujícím rušení z DYN-kt-BTFE jsou R kmity.

Sekvence DWI má natolik složitou aplikaci gradientů, že se mezi signály z cívky a z monitoru nepodařilo nalézt přímou souvislost.



Obr. 28 Záznamy pořízené při sekvenci DWI. Nahoře signál z monitoru. Dole z cívky.

7.4 Filtrační módy monitoru Precess™ Invivo

Monitor životních funkcí Precess Invivo disponuje několika filtračními módy výrobcem určenými pro různé modalitty MR zobrazení. Tyto využívají adaptivních filtrů k odstranění gradientových artefaktů.

- **Mód A** je určen pro snímání během nekardiovaskulárních MRI sekvencí MR přístroje o indukci 0,15 – 1,5 T.
- **Mód B** je optimální při Echo Train MRI sekvencích MR přístroje o indukci 0,15 – 1,5 T.
- **Mód C** je určen pro kardiovaskulární MRI sekvence (např. Balanced FFE) na 1,5 – 3 T přístrojích.
- **Mód D** je doporučen pro nekardiovaskulární MRI sekvence u 3 T přístrojů.

V těchto módech byly naměřeny záznamy EKG při sekvenci DWI i DYN-kt-BTFE. Pro zobrazení EKG signálu s minimem rušení byl vybrán mód A. Porovnání jednotlivých módů naskenovaných záznamů se nachází v [Příloze VI](#).

7.5 Nalezení vhodného rozmístění elektrod

Navzdory doporučenému rozmístění snímacích EKG elektrod na těle pacienta, bylo experimentováno i s alternativním umístěním. Bylo třeba vycházet z faktu, že bílá a červená elektroda se chovají jako měřicí, zelená jako zemnicí a černá jako společná aktivní. Vzdálenosti mezi elektrodami byly omezeny velmi krátkým kabelem.

Kromě základního bylo experimentováno se třemi dalšími možnostmi rozmístění elektrod. Schématická podoba rozmístění elektrod a obdržené signály jsou vyobrazeny v [Příloze VII](#).

Dalo by se říci, že rozmístění výrazněji ovlivnilo záznam pořízený při sekvenci DWI. Z druhého a třetího zapojení je získána téměř optimální podoba EKG, přičemž R kmitý jsou výraznější (s vyšší amplitudou) ve třetím zapojení, proto by bylo vhodné při této sekvenci použít právě toto rozmístění elektrod a minimalizovat tak přítomnost artefaktů v EKG.

Pro DYN-kt-BTFE sekvenci se jako nejvhodnější jeví první základní doporučené rozmístění elektrod. Při experimentech s jinými pozicemi elektrod došlo k pouze k ještě větší propagaci rušivého signálu, jehož amplituda převyšovala amplitudy R kmitů.

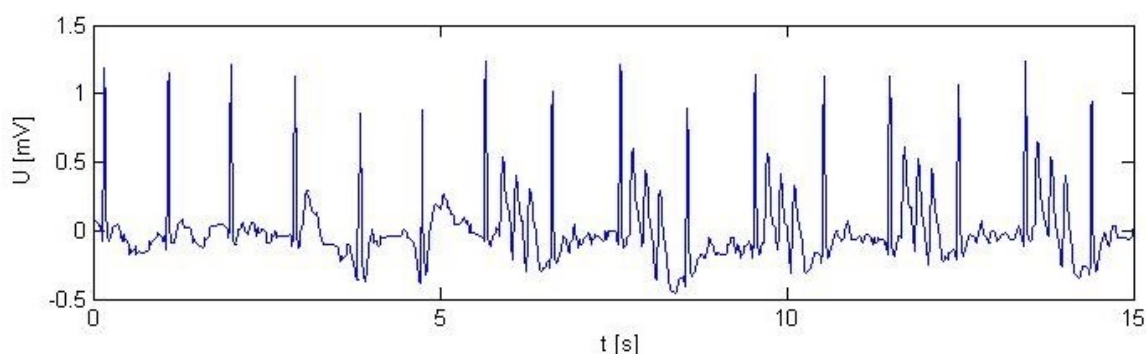
8 Návrh korekce defektních záznamů

Za jednu z možných korekcí rušených EKG záznamů lze určitě považovat postprocessingové metody. V případě EKG záznamů získaných při sekvenci DYN-kt-BTFE se jedná o několik návrhů na filtrace založené na detekci píků, detekci R kmitů podle vzoru a detekci rušení. Algoritmy filtrací jsou navíc navrženy tak, aby mohly být použity pro zpracování signálu v reálném čase. Použitá data byla naměřena ve filtračním módu A, s doporučeným rozmístěním elektrod.

Pro záznamy pořízené při sekvenci DWI se žádná postprocessingová metoda neosvědčila. V současné situaci by se k minimalizaci rušení tohoto původu mohlo využít alternativního rozmístění elektrod popsaného výše. Do budoucna by tato problematika asi spadala do oblasti hardwarového zpracování.

8.1 Detekce píků

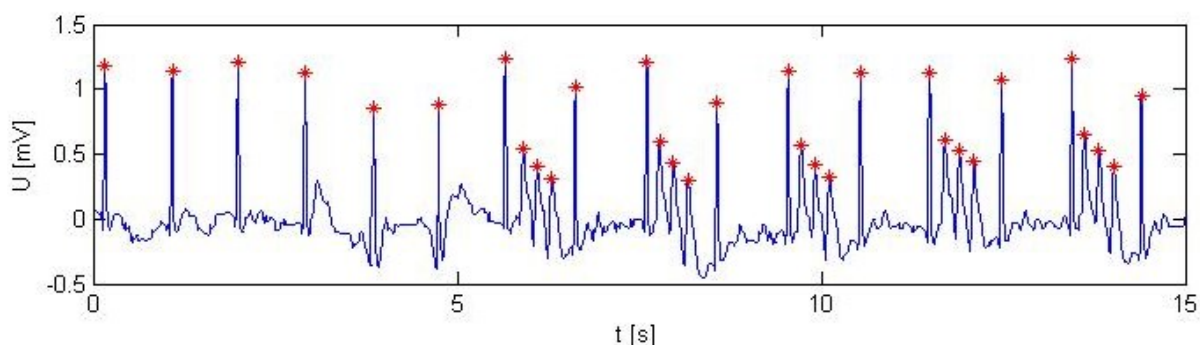
V této metodě se vychází z charakteristických vlastností křivky EKG a z předpokladu, že rušení naindukované na užitečný signál má průběh, který by srdce nemohlo z fyziologického hlediska vygenerovat. Důležitou informací, ze které je potřeba vycházet je spouštění sekvence DYN-kt-BTFE signálem vycházejícím z pulzního oxymetru pacienta. Ve výsledku je tedy na EKG záznamu vždy patrný R kmit následovaný typicky tripletem vln více či méně podobných předchozímu kmitu generovanému pacientem, jak je patrné z obrázku 29. Přístroj MR si signál pro spouštění vyhodnocuje sám, není proto možné říct, že rušení přichází po každém kmitu R, ale pokud je přítomno, pak je to právě po tomto kmitu. Tento průběh EKG signálu je jednak vizuálně matoucí, a pak běžný monitor životních funkcí tento triplet vyhodnotí jako další R kmit a započte ho do srdeční frekvence, která se pak falešně několikanásobně zvýší.



Obr. 29 Záznam rušeného EKG pořízeného při sekvenci DYN kt-BTFE.

Perioda, s jakou se první pík za R kmitem objeví, se pohybuje mezi 0,08 s a 0,275 s, mezi jednotlivými píky z tripletu je pak rozestup mezi 0,18 s až 0,22 s. Převědou-li tyto časy na frekvenci [pík/min] získáme 750 až 218 a 333 až 272 píků za minutu. Je-li srdce schopné vygenerovat R kmit standardní výšky maximálně 240krát za minutu, je možné označit výskyt vrcholů s takovou frekvencí ve většině případů za nefyziologický, resp. za rušení. Z těchto parametrů tedy plynou požadavky na vzdálenost a amplitudu vrcholů, které bude možné považovat za R kmity.

Nejprve jsou tedy detekovány všechny špičky, které splňují podmínku amplitudy vyšší než 0,5 mV. Pro tento účel byla použita funkce PEAKDET [23], která na základě porovnání hodnoty s předchozím extrémem hledá maxima i minima diskrétního signálu.

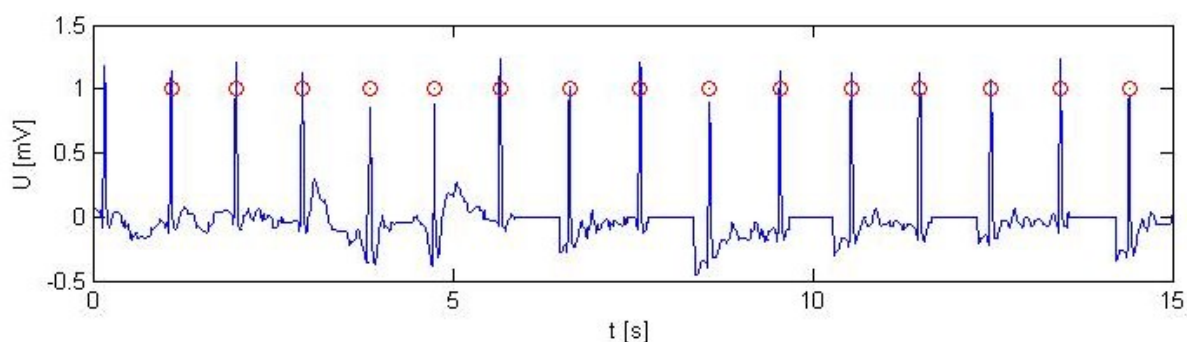


Obr. 30 Aplikace funkce PEAKDET na záznam rušeného EKG.

Nyní se postupně prověřují podmínky výskytu tří vln, tedy typického rušení, za R kmitem. Jsou-li detekovány všechny 3 vlny s předdefinovanou vzdáleností od R kmitu a vzdálenostmi mezi nimi samotnými, je úsek, kde se rušení vyskytuje proložen nulovou amplitudou a zároveň jsou tyto píky zanedbány při počítání okamžité a průměrné tepové frekvence pacienta. Pro případ, kdy by následující R kmit přišel ve větší blízkosti prověřované skupiny vrcholů a byl tak zahrnut do tripletu rušení, se zkoumá ještě podmínka vzdálenosti třetí vlny z tripletu od předchozího kmitu R, tato je dána součtem nejmenších možných vzdáleností mezi píky.

Funkce počítá okamžitou a průměrnou tepovou frekvenci, kterou zobrazí na konci. V případě zjištění tepové frekvence nižší nebo vyšší, než je předdefinovaná, objeví se varování upozorňující na tuto skutečnost.

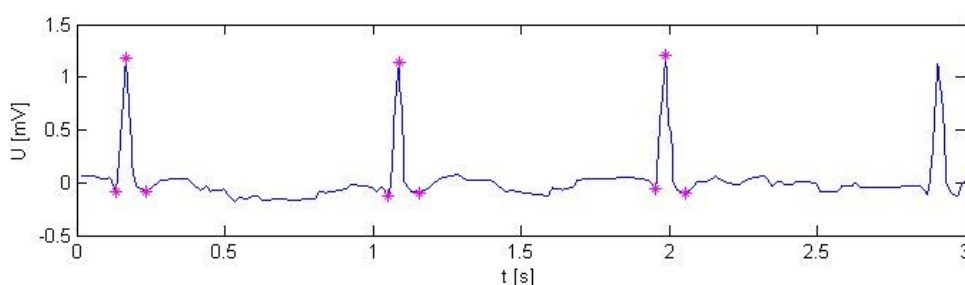
Výsledná podoba EKG záznamu je zachycena na obr. 31.



Obr. 31 EKG záznam po odstranění rušení. Červená kolečka označují detekované R kmity, které jsou zahrnuty do výpočtu tepové frekvence.

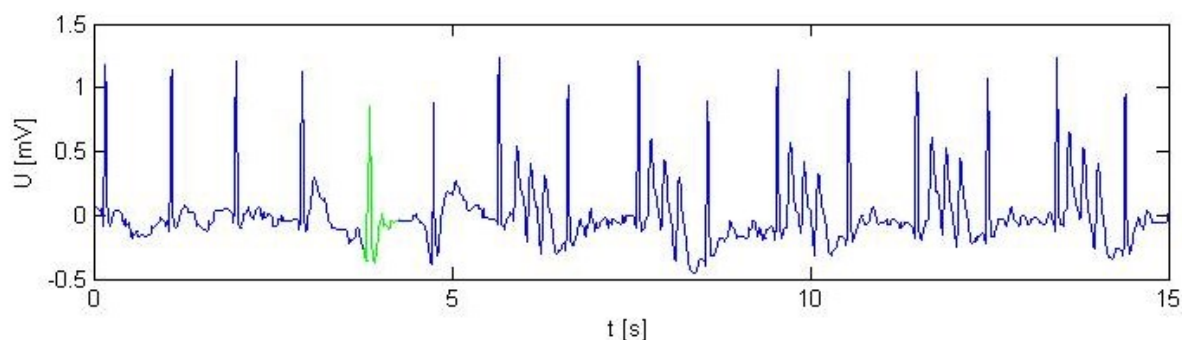
8.2 Detekce R kmitu podle vzoru

Do této metody už přibýlo pohyblivé okno, které postupně klouže po signálu, čímž simuluje zpracování signálu v reálném čase. První, referenční, okno je umístěno na začátek signálu, kde zabírá např. první 3 sekundy signálu. Zde jsou pomocí funkce PEAKDET nalezeny maxima a tentokrát i minima daného úseku signálu. Maxima odpovídají vysokým špičkám (opět vyšším než 0,5 mV od předchozí hodnoty), minima se od předchozí hodnoty liší výrazně méně (0,01 mV), tak aby bylo detekováno i minimum před R kmitem, v EKG typicky označováno jako Q kmit. Následně je prověřeno, zda se dvě minima nachází kolem maxima – takto je definován R kmit. Poté je vypočítána výška a šířka kmitu jako rozdíly mezi jednotlivými extrémy. Tyto výšky a šířky jsou uloženy do registrů, ze kterých jsou potom vypočítány průměrné hodnoty a směrodatné odchylky obou registrů.



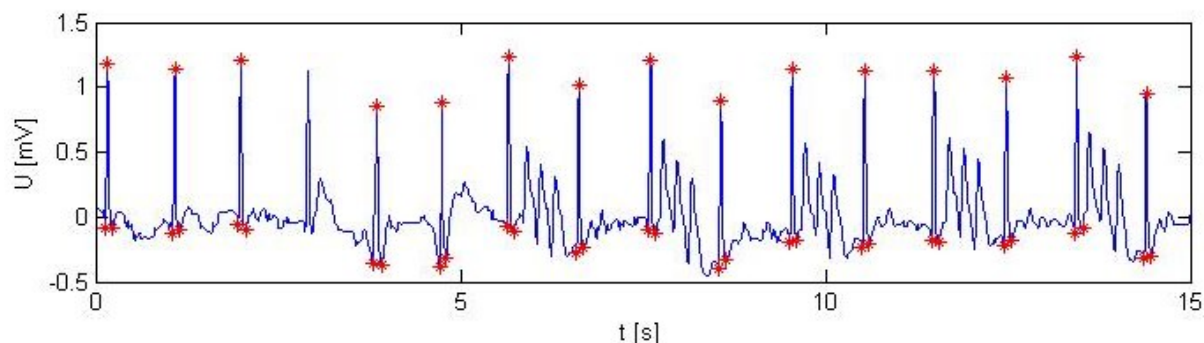
Obr. 32 První referenční okno s vyznačenými extrémy R kmitů.

Následně je za referenční úsek na signál položeno další okno o šířce 0,5 s, které se po signálu pohybuje s krokem 0,25 s. Jak okno klouže po signálu, tak se v něm opět detekují maxima a minima, prověří se jejich rozložení, stejně jako u referenčního okna, navíc se ale nyní zkoumá i podobnost s vlastnostmi referenčních signálů – výška a šířka kmitů se musí vejít do intervalu daného vzdáleností směrodatné odchylky od průměru registru. V případě výšky, která může být více proměnlivá, je směrodatná odchylka ještě násobena jistým stupněm volnosti. Po správně detekovaném R kmitu jsou navíc jeho parametry přidány do registrů výšky a šířky a průměr se směrodatnou odchylkou jsou přepočítány pro nový rozšířený soubor dat. Takto se zajistí, co možná nejpřesnější podoba R kmitů pro další detekci a zároveň je do jisté míry možná i změna trendu jejich parametrů. Pokud by v po sobě následujících oknech došlo k detekci stejného píku, nebude tento samozřejmě započítán jako nový R kmit, a ani jeho hodnoty nebudou opakovaně zaneseny do registrů.



Obr. 33 Ukázka okna klouzajícího po signálu – část signálu nacházejícího se v okně je vyznačena zeleně

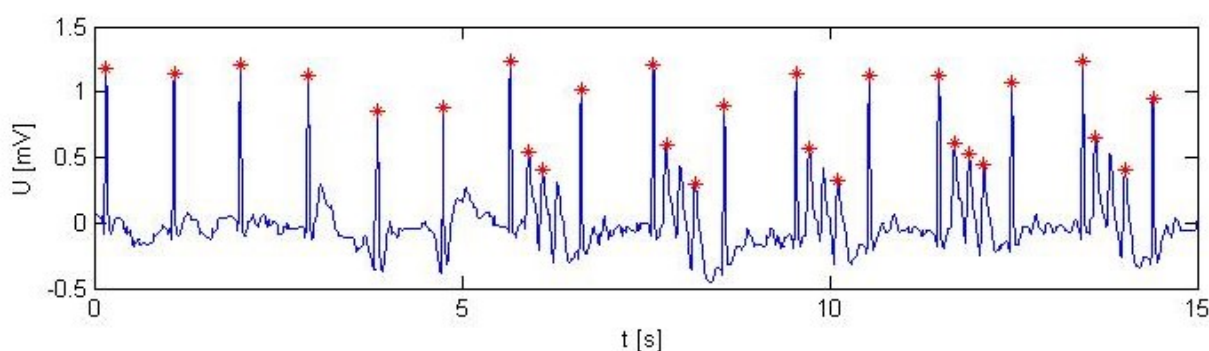
Na konci procesu jsou v signálu vyznačeny skutečné R kmity, ostatní je možno zanedbat. Opět je počítána okamžitá a průměrná tepová frekvence.



Obr. 34 Výsledná podoba EKG s detekovanými skutečnými R kmity (označeny *)

8.3 Filtrace pomocí detekce rušení

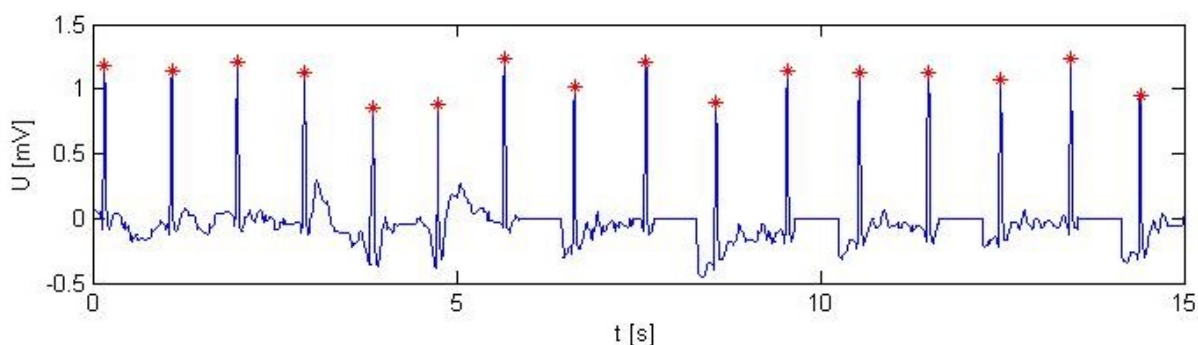
Tento algoritmus v sobě částečně kombinuje metody obou předchozích, hlavní rozdíl tkví v detekci rušení namísto detekce užitečného signálu. Opět jsou detekovány extrémy signálu. QRS komplex může ovšem dosahovat u různých jedinců různých amplitud, kromě toho velikost amplitudy EKG signálu také do značné míry ovlivňuje poloha elektrod vůči srdci. Tato variabilita může zapříčinit chybné označení T, U nebo P vlny za maximum, což by se pro tuto metodu stalo fatálním. Proto je nutné opět vyjít pouze z prvních několika sekund záznamu bez rušení, ve kterých se stanoví optimální výška pro maximum, a následně se další maxima budou hledat podle nově určeného prahu. Hodnota prahu je poloviční vzhledem k nejvyššímu zaznamenanému píku, což pro detekci poskytuje dostatečné rozmezí, ve kterém se zanedbají vlny P, T a U. V případě nenalezení žádného vrcholu skončí funkce chybovým hlášením.



Obr. 35 Detekce maxim dle vypočteného prahu.

Dále je podle předdefinované vzdálenosti dvou vrcholů vyhledáno rušení. Od prvního minima, kterým rušení začíná, do vzdálenosti 0,6 sekund od něj (tedy k jeho předpokládanému konci) je pro posloupnost dat představujících rušení vypočítána polynomiální funkce. K tomu je využita funkce POLYFIT z knihoven Matlabu. Ta počítá koeficienty polynomu zvoleného řádu metodou nejmenších čtverců. Konkrétně byl použit 8. řád. S využitím funkce POLYVAL, rovněž z knihoven Matlabu, jsou vypočteny hodnoty polynomiální funkce dané koeficienty vypočtenými v předchozím kroku.

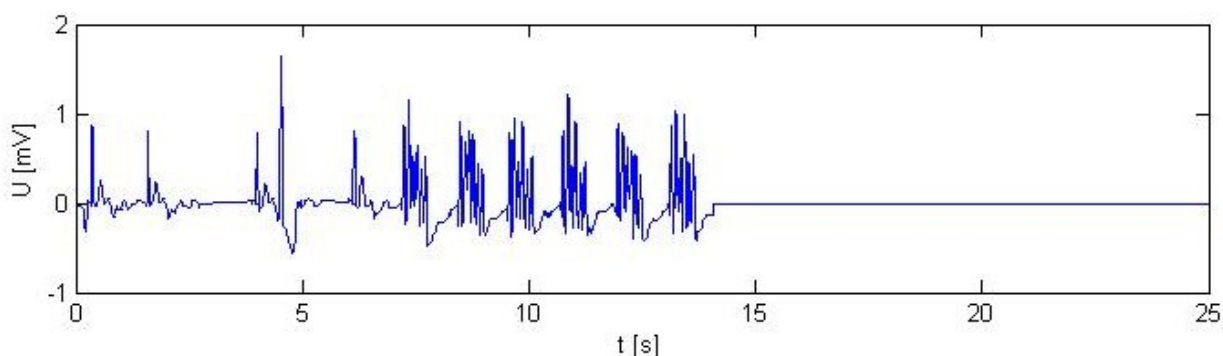
Po určení vzoru rušení se na signál opět umístí pohyblivé okno, které zkoumá podobnost se zadaným vzorem. Pro oblast okna se pomocí funkcí POLYFIT a POLYVAL opět vypočte křivka, která je korelována se vzorem. Dosáhne-li korelační koeficient hodnoty vyšší než 0,9, tzn., že bylo nalezeno rušení shodující se vzorem, jsou prověřována data proložená nulou a v dalším kroku, kde jsou hledána maxima, nejsou rušivé píky zahrnuty do výpočtu tepové frekvence.



Obr. 36 Výsledná podoba EKG záznamu po odstranění rušení. Červená kolečka označují detekované R kmity, které jsou zahrnuty do výpočtu tepové frekvence.

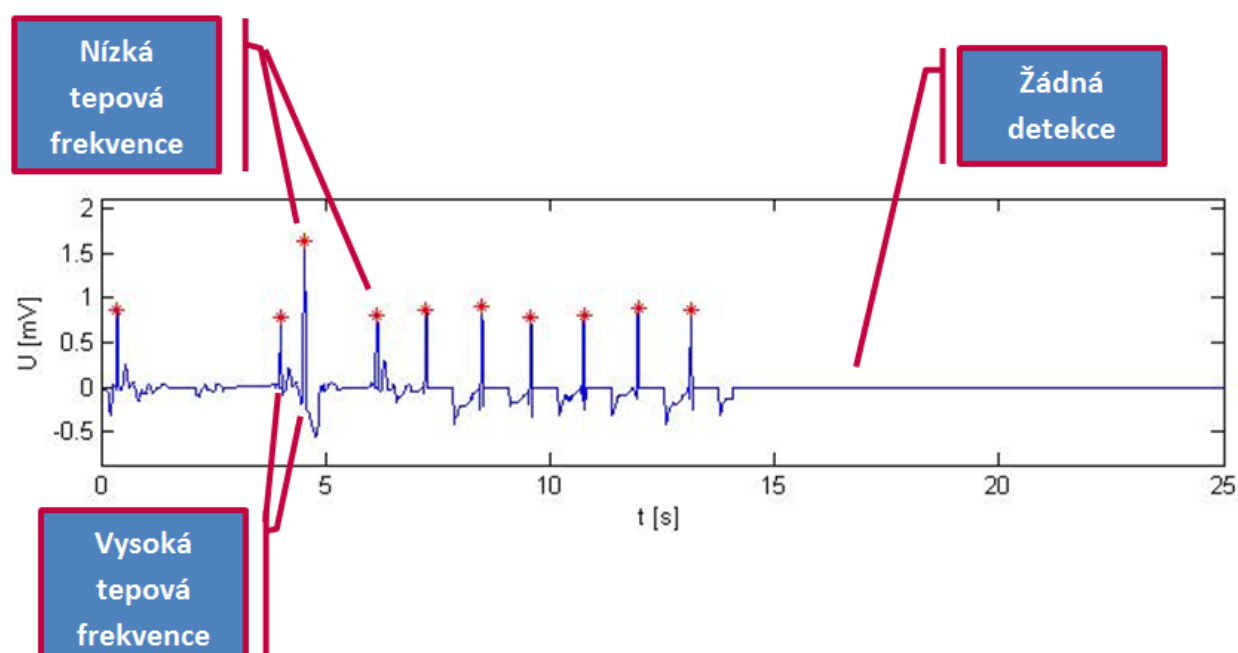
Velikosti a posuny oken jsou voleny tak, aby nedošlo k přehlédnutí úseku s rušivým signálem, ale aby zároveň nebyly jednotlivé špičky rušení detekovány jako R kmity dříve, než stačí být odstraněny. Rovněž nedojde k několikanásobné detekci téhož píku.

Opět je k dispozici informace, jak o okamžitém, tak o průměrném tepu. V případě zjištění tepové frekvence pod nebo nad definovanou hranici je zobrazeno upozornění, které zde supluje funkci alarmu monitoru. Rovněž je prověřována časová vzdálenost analyzovaného úseku od posledního detekovaného kmitu. Pokud se neobjeví další kmit v opět předem definované vzdálenosti, je upozorněno na asystolii, tedy možnou srdeční zástavu. Funkčnost alarmu je demonstrována na následujícím příkladu uměle vytvořeného EKG záznamu obsahujícím standardní EKG křivku, komorovou extrasystolu, rušení z MR (sekvence DYN-kt-BTFE) a asystolii.



Obr. 37 Vytvořený signál. Na začátku průběh standardního EKG, následuje komorová extrasystola ve 4,5. sekundě, od 7. sekundy patrné rušení původem z MR, od 14. sekundy asystolie.

Podoba signálu po té, co prošel postprocessingovou úpravou, je zachycena na obr. 38. K signálu jsou přiřazeny varovná hlášení zastupující alarmy.

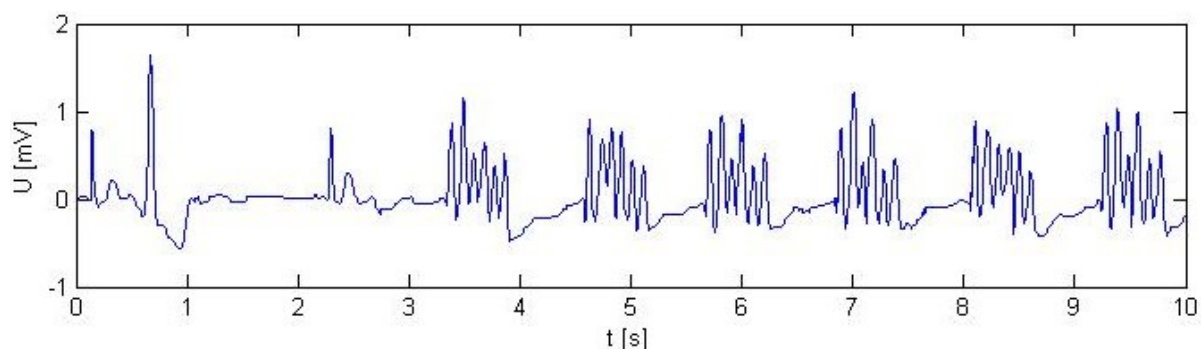


Obr. 38 Signál po postprocessingové úpravě algoritmem „Filtrace pomocí detekce rušení“ s vyznačenými alarmy na inkriminovaných místech.

V případě, že by v analyzovaném signálu nebylo nalezeno žádné rušení, resp. rušení příliš nízké vzhledem k R kmitu, nebude vytvořen vzor pro detekci rušení a další úprava signálu bude zahrnovat pouhé vyznačení R kmitů v signálu.

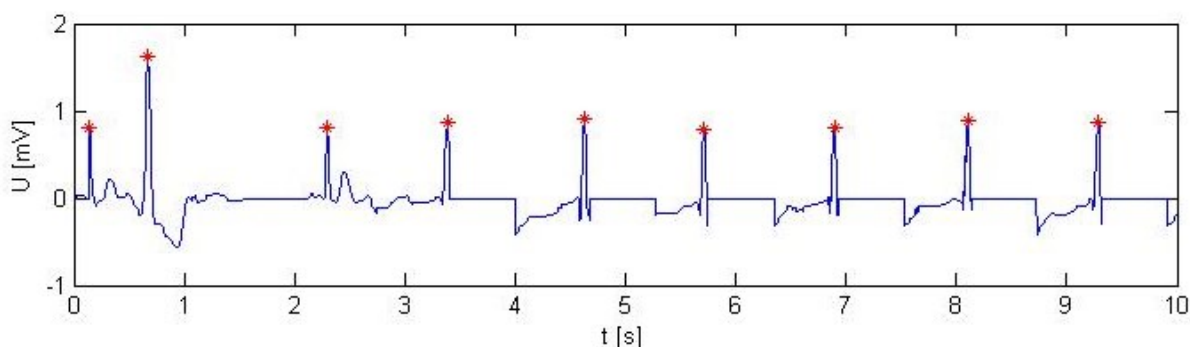
9 Zhodnocení přínosnosti použitých metod a provedených měření

Algoritmy z bodu 8 byly testovány pro další soubory dat získaných od různých pacientů. Na dalším uvedeném případu je dobře patrná rozmanitost těchto dat.



Obr. 39 EKG záznam pacienta s KES

Elektrokardiograf tohoto pacienta obsahuje komorovou extrasystolu, navíc je pro rušení typická trojice vln z nějakého důvodu zdeformována tak, že se za kmitem R objeví pět štíhlých kmitů. Co se ovšem na artefaktech nemění, jsou doby jejich trvání, proto jsou výše popsanou metodou „Filtrace pomocí detekce rušení“ rozpoznány a ze signálu vyjmuty.



Obr. 40 Výsledná podoba EKG záznamu po odstranění rušení metodou „Filtrace pomocí detekce rušení“

Při experimentech s cívkou se ukázalo, že na délku trvání rušivého signálu (tripletu vln) má vliv i velikost zorného pole (FOV) a řezu (slice) nastavovaných v MR pro vyšetřovanou oblast. Ke zpřesnění algoritmů pracujících s určitou předdefinovanou délkou, by zcela jistě bylo výhodné zmapovat tuto závislost. K provedení těchto měření však na pracovišti MR nebyl již prostor.

V [příloze VIII](#) jsou vypsány kódy jednotlivých algoritmů.

Výběr vhodného statistického nástroje ke zhodnocení úspěšnosti použitých metod byl inspirován metodou, která se používá k hodnocení kvality jakéhokoli diagnostického testu v medicíně. Jedná se o ROC analýzu využívající údaje senzitivity a specifity, které dokáží ohodnotit úspěšnost, s níž test dokáže zachytit nemoc a schopnost testu vybrat případy, u kterých nemoc neexistuje. V případě algoritmů pro odstranění rušení a získání užitečného signálu z EKG záznamu se tedy jedná o pravděpodobnost zachycení příznaku charakterizujícího R kmit a pravděpodobnost nedetekování falešného R kmitu, resp. správného vyhodnocení úseků rušení. Vztahy pro jejich výpočet jsou následující:

$$SENZITIVITA = \frac{a}{a+c} \quad (9.1)$$

$$SPECIFICITA = \frac{d}{b+d} \quad (9.2)$$

Kde a ... souhlasně pozitivní, resp. správně detekované skutečné R kmity

b ... falešně pozitivní, resp. nepravé R kmity nesprávně vyhodnocené jako R kmity

c ... falešně negativní, resp. chybně nedetekované skutečné R kmity

d ... souhlasně negativní, resp. správně nedetekované nepravé R kmity

[24]

Výsledné průměrné hodnoty senzitivit a specifit pro výše uvedené metody jsou následující:

Metoda	Senzitivita [%]	Specifita [%]
Detekce píků	69,25	87,24
Detekce R kmitu podle vzoru	79,73	83,09
Filtrace pomocí detekce rušení	96,57	95,00

Tab. 9.1 Porovnání úspěšnosti použitých korekčních metod.

Uvedené statistiky jasně hovoří ve prospěch poslední použité metody pro odstranění rušení ze záznamu EKG pořízeného během sekvence DYN-kt-BTFE – „Filtrace pomocí detekce rušení“. Je možné, že by v případě velmi rychlé srdeční frekvence pacienta, mohlo dojít k přehlédnutí R kmitu schovaného v odstraňovaném úseku rušení. Předpokládá se ovšem, že by hned druhý takovýto kmit byl detekován a na tachykardii by bylo upozorněno.

10 Závěr

V diplomové práci byla popsána problematika monitorování EKG na konkrétních přístrojích Philips Achieva 1.5T NOVA DUAL a monitoru PrecessTM MRI patient monitoring system firmy Invivo Corporation. Na pracovišti MR v nemocnici Podlesí byl zjištěn skutečný rozsah rušení provázejícího monitorování životních funkcí v průběhu MR vyšetření a byly vytipovány problematické sekvence. Na základě těchto zjištění byla provedena rešerše dříve použitých metod zabývajících se podobnou tematikou.

Dříve publikovanými pracemi, případně vlastní invencí byla inspirována řada experimentů, které byly na přístroji MR provedeny. Veškerá měření probíhala za běžného provozu, nebo po pracovní době, protože zde byla nutná přítomnost obsluhujícího personálu. Nebylo proto možné provést všechny experimenty v plném rozsahu. Dále byla praktická část komplikována nedostupností informací od výrobce Philips a nemožností digitálního přenosu dat z monitoru životních funkcí. Toto bylo vyřešeno pomocí softwaru zabývajícího se digitalizací dat z obrazové předlohy. Takto získaná data bylo už možno analyzovat v programovém prostředí Matlab.

Byl studován průběh rušeného EKG záznamu z monitoru PrecessTM Invivo a ze školního výukového modulu pro měření EKG. Rušení bylo monitorováno i bez přítomnosti EKG signálu, a to pomocí měřícího fantoma vyrobeného z vodivého roztoku, či želatiny. Z naměřených průběhů signálů bylo usuzováno, že původcem rušení je rychlé přepínání magnetických gradientů. K dalším experimentům byla přidána cívka, která měla indikovat přepínání gradientních polí v MR. Signály z cívky korelovaly se signály z monitoru PrecessTM Invivo. Studována byla i data z ryze gradientních sekvencí, kde bylo experimentováno s velikostmi zorného pole (FOV) a řezu. Podoba těchto signálů po integraci prokázala souvislost mezi zvolenými parametry a použitými gradienty a podpořila myšlenku o původu rušení.

Za účelem omezení rušení v EKG byla testována různá rozmístění měřících elektrod a aktivace přednastavených filtrů monitoru. Ukázalo se, že rozmístění elektrod může výrazně upravit podobu EKG při sekvenci DWI. V případě druhé problematické sekvence DYN-kt-BTFE byla situace složitější a bylo přistoupeno k metodám následného zpracování signálu. V prostředí Matlab byly pro detekci R kmitu a odstranění rušení vytvořeny 3 různé funkce. Jejich úspěšnost byla následně hodnocena jako procento správně detekovaných R kmitů a procento správně nedetekovaných R kmitů. Jako hodnotící nástroj posloužila metoda posuzování senzitivity a specifity testů. V tomto testu zvítězila metoda filtrace pomocí detekce rušení, která vyhledává rušení podle prvního získaného vzoru rušení, odstraňuje jej a následně detekuje pravé R kmity. Tato filtrace probíhá v okně klouzajícím po signálu, je proto velmi vhodná pro budoucí implementaci do softwaru zpracovávajícího signál v reálném čase. Metoda dosáhla senzitivity 96,57 % a specifity 95 %.

V diplomové práci bylo provedeno měření a zhodnocení současného stavu problematiky snímání vitálních funkcí v průběhu vyšetření magnetickou rezonancí. Byl stanoven nejpravděpodobnější původ rušení snímaných biologických signálů. A byla navržena opatření pro omezení superponování rušivých signálů na užitečný signál pro sekvenci DWI. Pro

sekvenci DYN-kt-BTFE byly vytvořeny funkce eliminující rušení, které by v práci navazující na tuto mohly být využity v reálném členu filtrujícím snímaný signál EKG před vstupem do zobrazovací jednotky. Pro další vývoj a zpřesnění tohoto softwarového řešení by bylo rovněž vhodné detailně zmapovat časové trvání artefaktů v závislosti na zvoleném zorném poli a řezu.

Seznam literatury

- [1] Radio webpages. *Encyklopedie EMC* [online]. 2009 [cit. 2014-11-16]. Dostupné z: <http://www.radio.feec.vutbr.cz/emc/index.php?src=node2>
- [2] SEDLÁŘ, Martin. *Magnetická rezonance* [online]. 2011 [cit. 2014-01-6]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/nutricnispecialista/MRI_2011_Sedlar.pdf
- [3] QUESTIONS: MRI Safety. HIGGINS, D. M. *ReviseMRI.com* [online]. 2014 [cit. 2014-10-28]. Dostupné z: http://www.revisemri.com/questions/safety/safe_compatible
- [4] *PRECESS™ MRI PATIENT MONITORING SYSTEM: OPERATIONS MANUAL*. 5. vyd. Halifax, New Hampshire, UK, 2006. Dostupné z: www.invivocorp.com
- [5] ODILLE, Freddy, Cédric PASQUIER, Roger ABÄCHERLI, Pierre-André VUISSOZ, Gary P. ZIENTARA. Noise Cancellation Signal Processing Method and Computer System for Improved Real-Time Electrocardiogram Artifact Correction During MRI Data Acquisition. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, VOL. 54, NO. 4. 2007, s. 10.
- [6] PARK, HD, SP CHO a KJ LEE. A Method for Generating MRI Cardiac and Respiratory Gating Pulse Simultaneously based on Adaptive Real-Time Digital Filters. In: *Computers in Cardiology*. Korea, 2006, s. 4. ISSN 0276-6547.
- [7] SANSONE, Mario, Luciano MIRARCHI a Marcello BRACALE. Adaptive removal of gradients-induced artefacts on ECG in MRI: a performance analysis of RLS filtering. In: *Med Biol Eng Comput*. Springer, 2010, s. 8. DOI: 10.1007/s11517-010-0596-z.
- [8] ABI-ABDALLAH, Dima, Eric CHAUVET, Latifa BOUCHET-FAKRI, Alain BATAILLARD, André BRIGUET a Odette FOKAPU. Reference signal extraction from corrupted ECG using wavelet decomposition for MRI sequence triggering: application to small animals. In: *BioMed Central: Biomedical Engineering OnLine*. 2006, s. 12. DOI: 10.1186/1475-925X-5-11. Dostupné z: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/5/1/11>
- [9] NIENDORF, Thoralf, Lukas WINTER, Tobias FRAUENRATH, André BRIGUET. Electrocardiogram in an MRI Environment: Clinical Needs, Practical Considerations, Safety Implications, Technical Solutions and Future Directions. In: Berlín, Německo, 2012, s. 17. ISBN 978-953-307-923-3. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/advances-in-electrocardiograms-methods-and-analysis/electrocardiogram-in-an-mri-environment-clinical-needs-practical-considerations-safety-implications>
- [10] FRAUENRATH, Tobias, Katharina FUCHS, Matthias A. DIERINGER, Celal OZERDEM, Nishant PATEL, Wolfgang RENZ, Andreas GREISER, Thomas ELGETI a Thoralf NIENDORF. Detailing the Use of Magnetohydrodynamic Effects for Synchronization of MRI With the Cardiac Cycle: A Feasibility Study. In: *JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING*. 36. vyd. Berlín, Německo: Wiley Periodicals, Inc., 2012, s. 9. ISBN 978-953-307-923-3. DOI: 10.1002/jmri.23634. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jmri.23634>

- [11] DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2004. ISBN 8021427884.
- [12] ULLMAN, Vojtěch. *Nukleární magnetická rezonance*. AstroNuklFyzika [online] [cit. 2013-11-22]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>
- [13] WESTBROOK, C. *MR at Glance*. Blackwell Science Ltd, 2002, s. 108, ISBN 0-632-05619-3.
- [14] *IMAIOS: e-Courses/e-MRI/MRI-Sequences* [online]. 2014 [cit. 2014-01-05]. Dostupné z: <http://www.imaio.com/en/e-Courses/e-MRI/MRI-Sequences>
- [15] ROYAL PHILIPS ELECTRONICS. *Technical Description: Achieva Release 3.2 series, Panorama Release 3.2 series*. 2010.
- [16] EKG vyšetření. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001, 2013 [cit. 2014-01-10]. Dostupné z: http://cs.wikiversity.org/wiki/EKG_vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD
- [17] MICHALÍKOVÁ, Markéta. *Univerzální modul pro filtraci biologických signálů*. Ostrava, 2011. Bakalářská práce. VŠB-TUO. Vedoucí práce Ing. Michal Prauzek.
- [18] NetForum Community: Tips for cardiac triggering in MRI. PHILIPS. *Philips.com: healthcare* [online]. 2014 [cit. 2014-01-14]. Dostupné z: http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us_en/Operate/Application-Tips/MRI/Tips-for-cardiac-triggering-in-MRI
- [19] QU, Anlian, Lin LI a Huaguang KANG. A Cardiac Gating Device for MRI System. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Čína, 1989, s. 2. Magnetic Resonance.
- [20] Magnetické pole: vzorce. *E-fyzika.cz* [online]. [cit. 2014-11-12]. Dostupné z: <http://www.e-fyzika.cz/kapitoly/02-magnetismus-vzorce.pdf>
- [21] MARCOŇ, Petr. *Analýza vybraných artefaktů v difuzních magneticko-rezonančních měřeních*. Brno, 2013. Disertační práce. VUT. Školitel: prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc.
- [22] MRI ABBREVIATIONS: HIGGINS, D. M. *ReviseMRI.com* [online]. 2014 [cit. 2014-4-16]. Dostupné z: http://www.revisemri.com/questions/misc/mri_abbrev
- [23] MATLAB CENTRAL: LAMBREV, Petar. *File Exchange* [online]. 2011 [cit. 2014-12-10] Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/32828-spectr-o-matic/content/peakdet.m>
- [24] NOVÁK, Vilém, BRYJOVÁ, Iveta, HRVOLOVÁ, Barbora, AUGUSTÝNEK, Martin: *Diagnostické metody v medicíně*. Ostrava 2013. s. 266. ISBN 978-80-248-3101-5
- [25] SCHMITT, Franz: *The Gradient System* [online]. 2013 [cit. 2014-4-16]. Dostupné z: <http://submissions.miracd.com/ismrm2013/proceedings/files/ISMRM2013-007379.PDF>
- [26] KYBIC, J., HORNAK, J., BOCK, M., HOZMAN, J.: *Magnetická rezonance (2)* [online] 2008 – 2013 [cit. 2014-4-16]. Dostupné z: http://cw.felk.cvut.cz/wiki/_media/courses/a6m33zsl/mri2.pdf

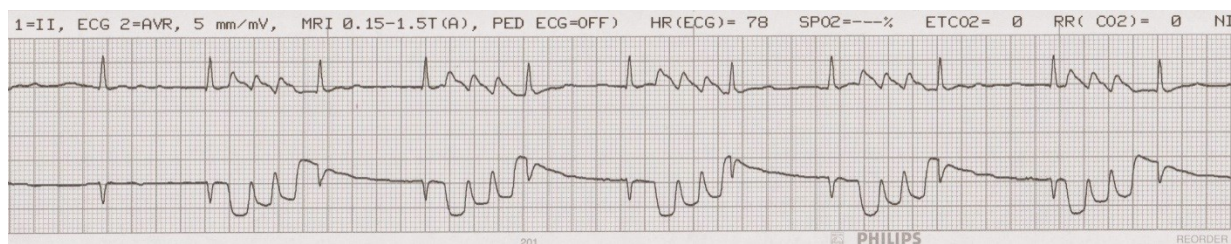
- [27] RADIOPAEDIA: Diffusion Weighted Imaging. *Radiopedia.org* [online]. 2014 [cit. 2014-4-16]. Dostupné z: <http://radiopaedia.org/articles/diffusion-weighted-imaging-1>
- [28] BRYJOVÁ, Iveta. *Principy a metody moderní medicínské diagnostiky*. Opava, 2007. Bakalářská práce. Slezská univerzita v Opavě. Vedoucí práce RNDr. Stanislav Hledík, Ph.D.

Seznam příloh

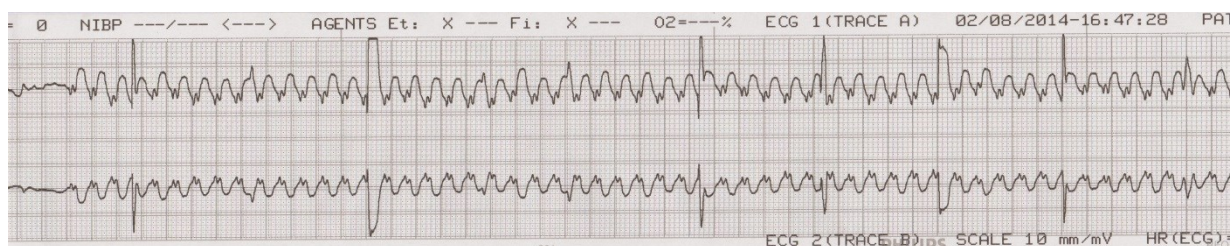
Příloha I	–	MR sekvence – záznamy z monitoru Precess Invivo
Příloha II	–	MR sekvence – digitalizované záznamy z monitoru Precess Invivo
Příloha III	–	MR sekvence – záznamy z monitoru Precess Invivo bez pacienta
Příloha IV	–	MR sekvence – záznamy z monitoru bmeng EKG
Příloha V	–	Sekvence DWI a DYN-kt-BTFE – detaily záznamů z monitoru bmeng EKG, měřeny bez pacienta
Příloha VI	–	Porovnání filtračních módů monitoru Precess Invivo
Příloha VII	–	Porovnání různých variant rozmístění měřících elektrod
Příloha VIII	–	Kódy navržené v prostředí Matlab
Příloha IX	–	Funkce navržené v prostředí Matlab a vybraná naměřená data (příloha na CD)

Přílohy

Příloha I

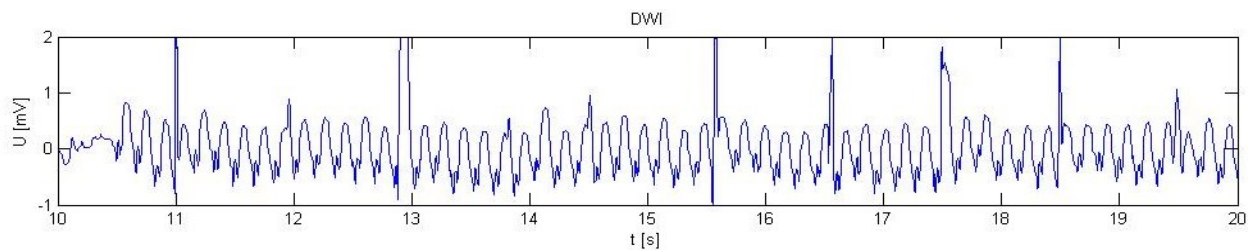


Obr. 41 Sekvence DYN-kt-BTFE z monitoru

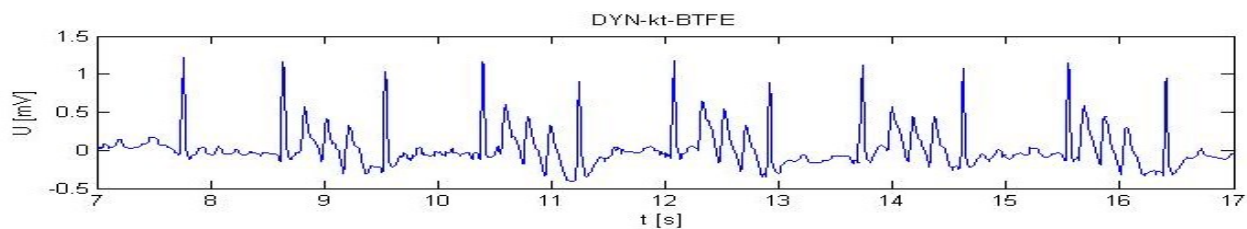


Obr. 42 Sekvence DWI z monitoru

Příloha II

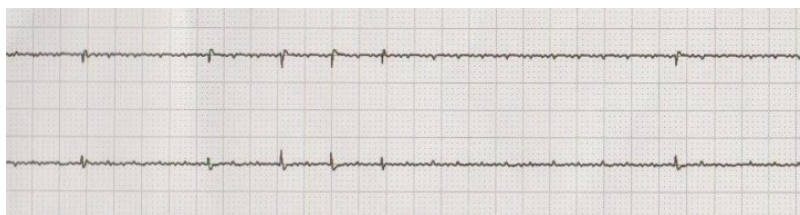


Obr. 43 Digitalizovaný záznam sekvence DWI

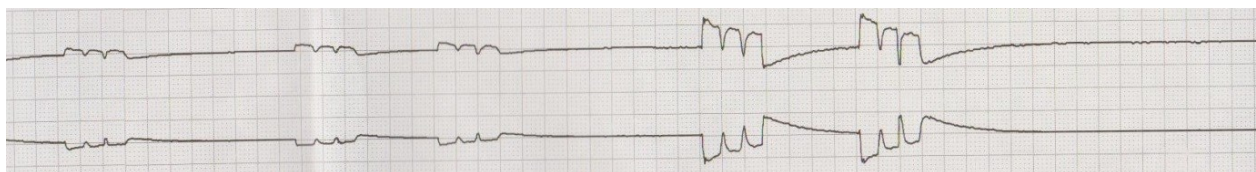


Obr. 44 Digitalizovaný záznam sekvence DYN-kt-BTFE

Příloha III

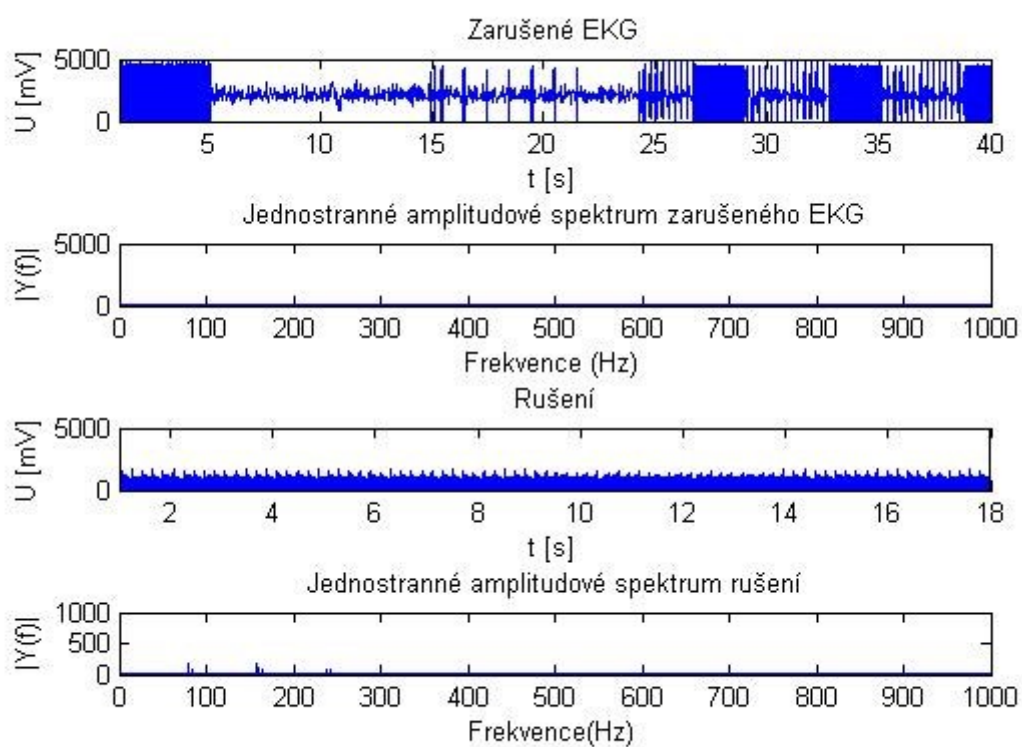


Obr. 45 Sekvence DWI naměřená bez pacienta

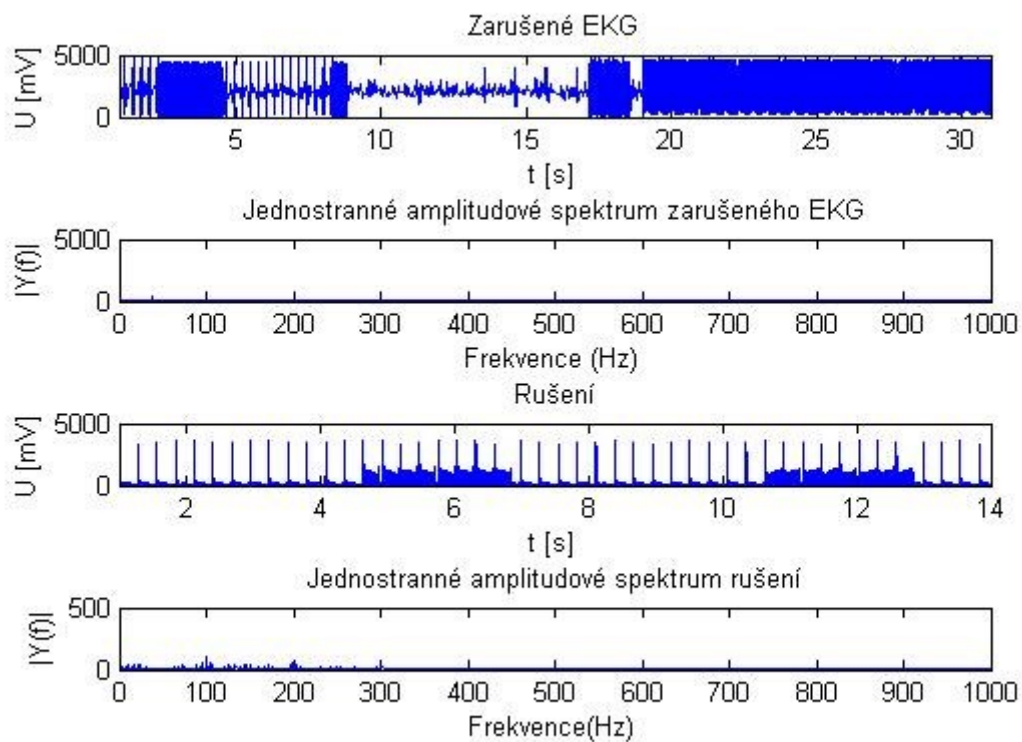


Obr. 46 Sekvence DYN-kt-BTFE naměřená bez pacienta

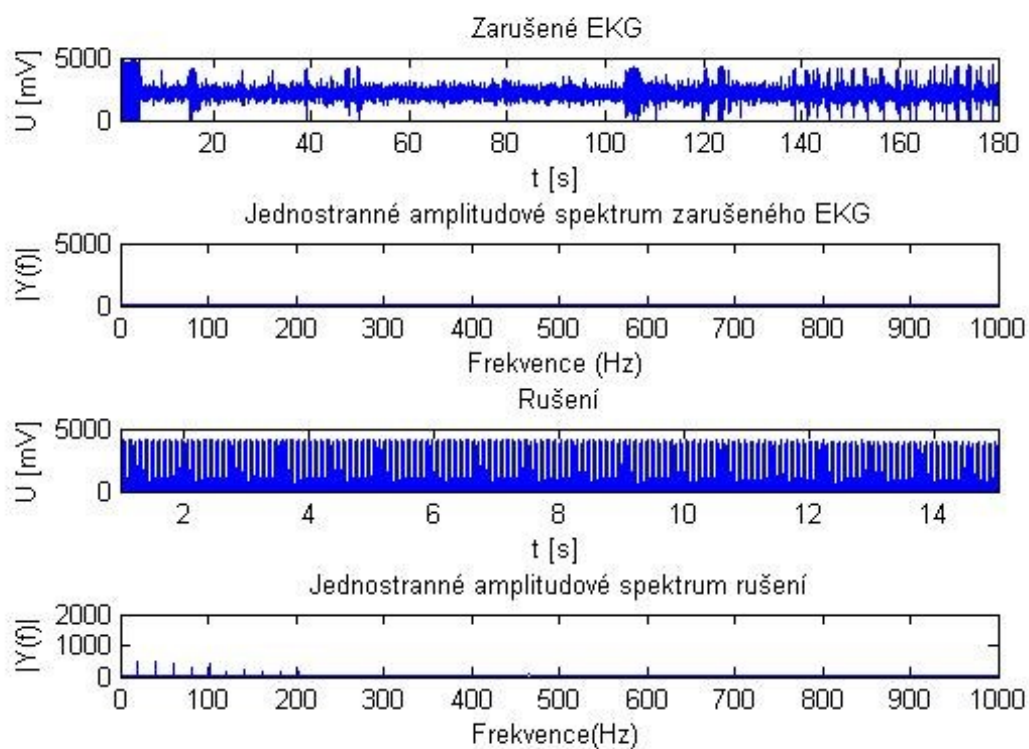
Příloha IV



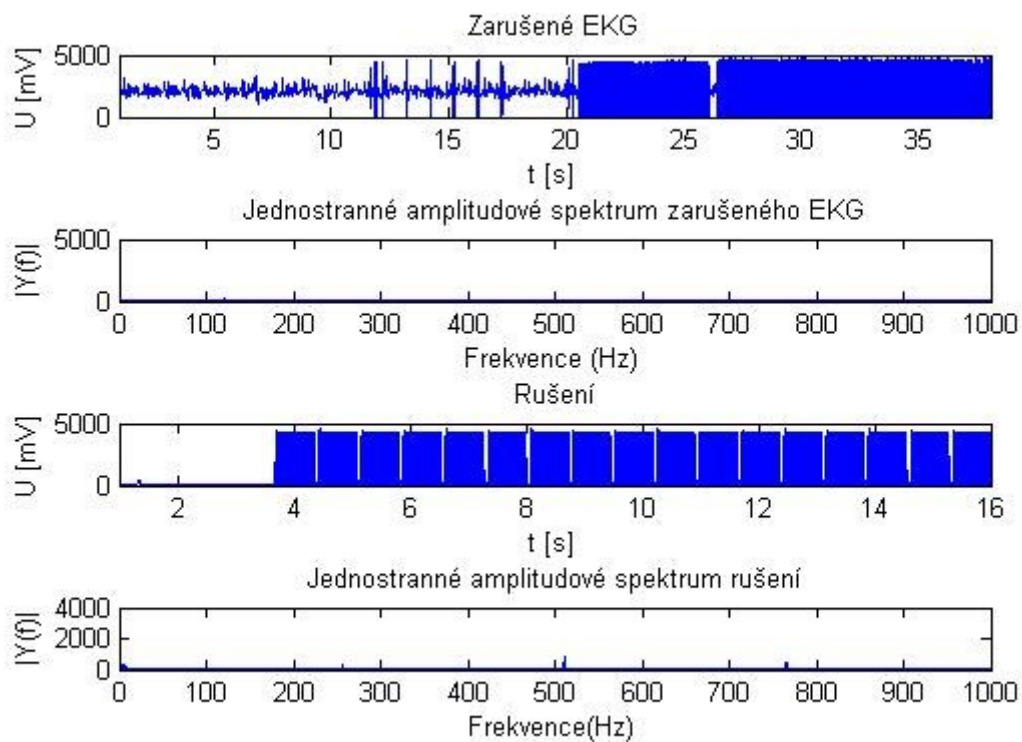
Obr. 47 Sekvence T2 TSE, naměřené signály a jejich amplitudová spektra



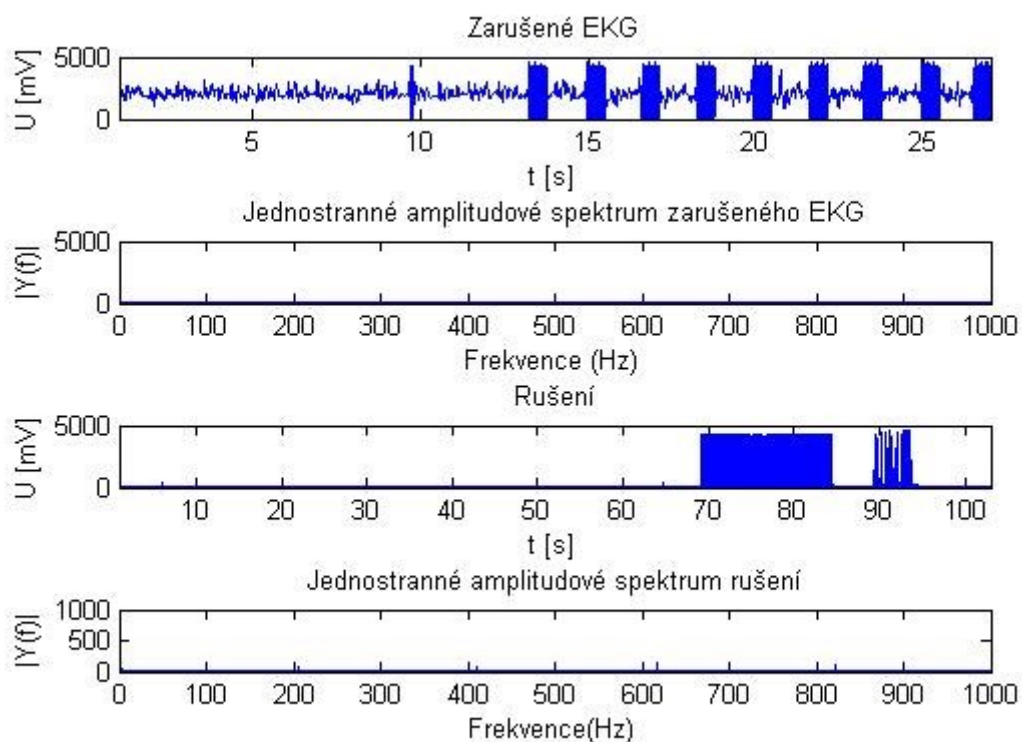
Obr. 48 Sekvence FLAIR, naměřené signály a jejich amplitudová spektra



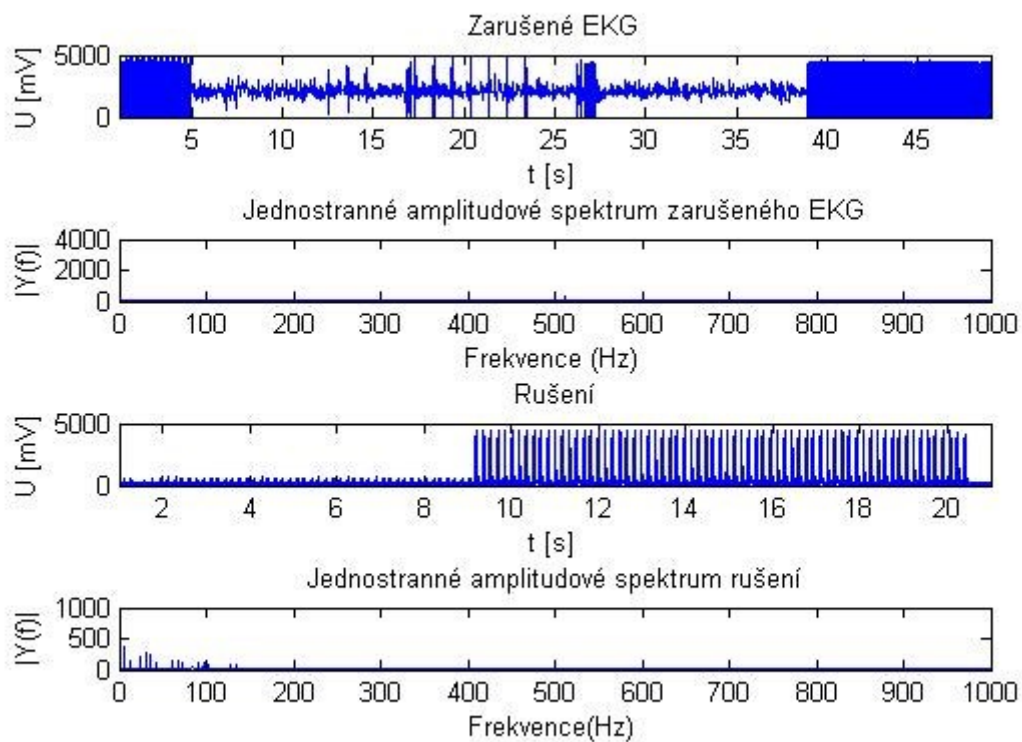
Obr. 49 Sekvence MFFE, naměřené signály a jejich amplitudová spektra



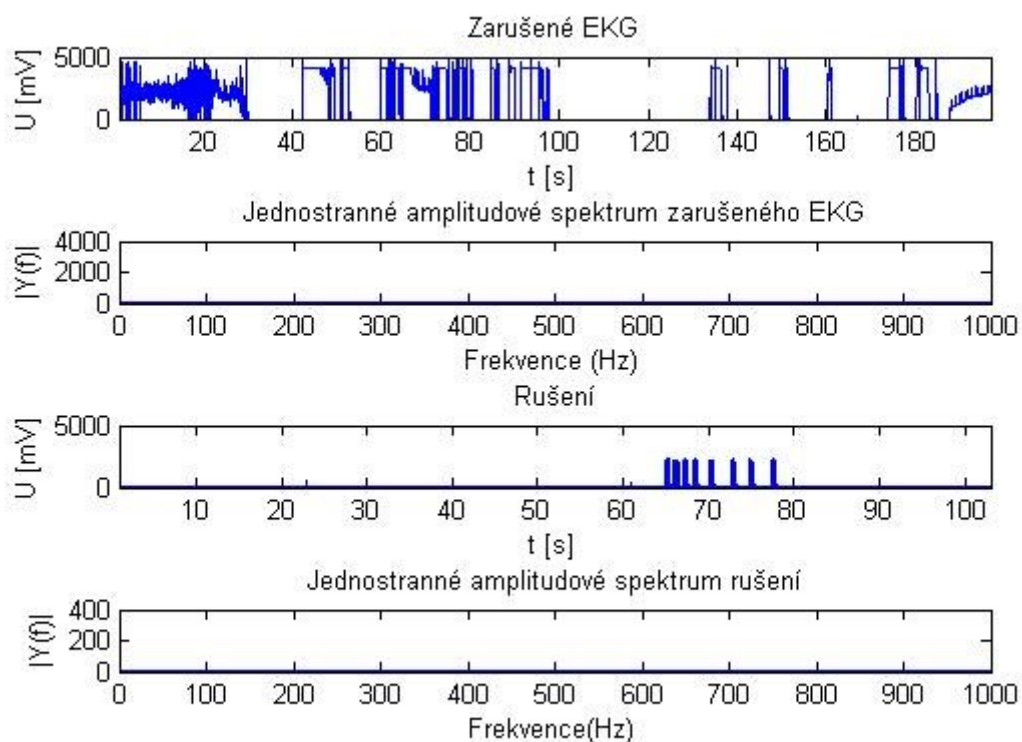
Obr. 50 Sekvence BTFE, naměřené signály a jejich amplitudová spektra



Obr. 51 Sekvence QFLOW, naměřené signály a jejich amplitudová spektra

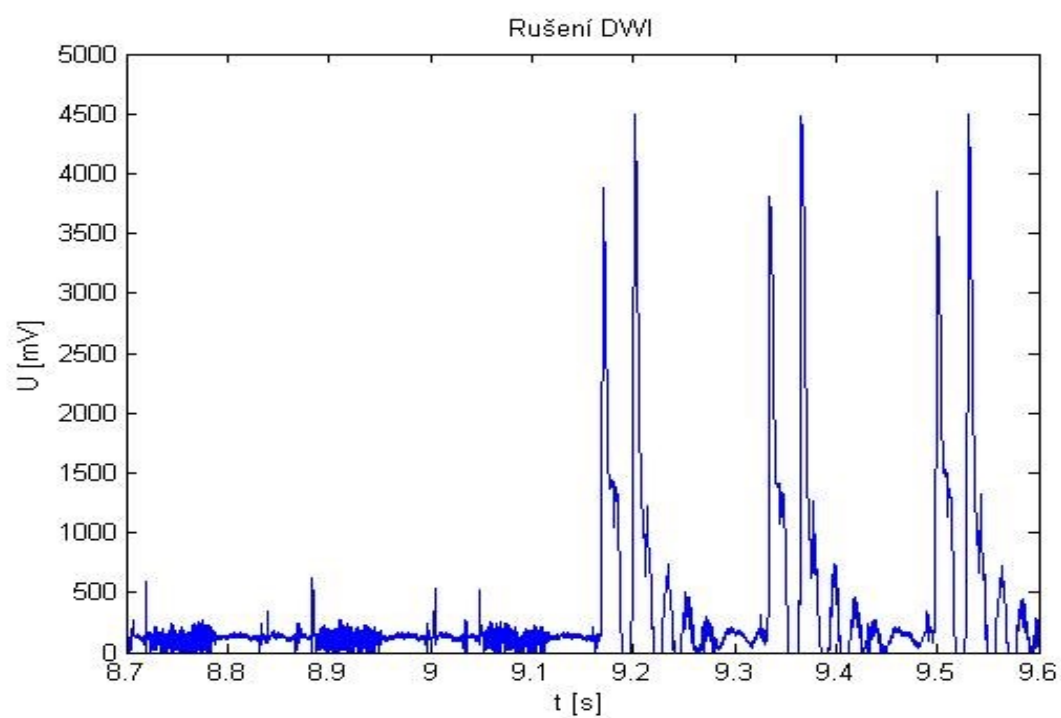


Obr. 52 Sekvence DWI, naměřené signály a jejich amplitudová spektra

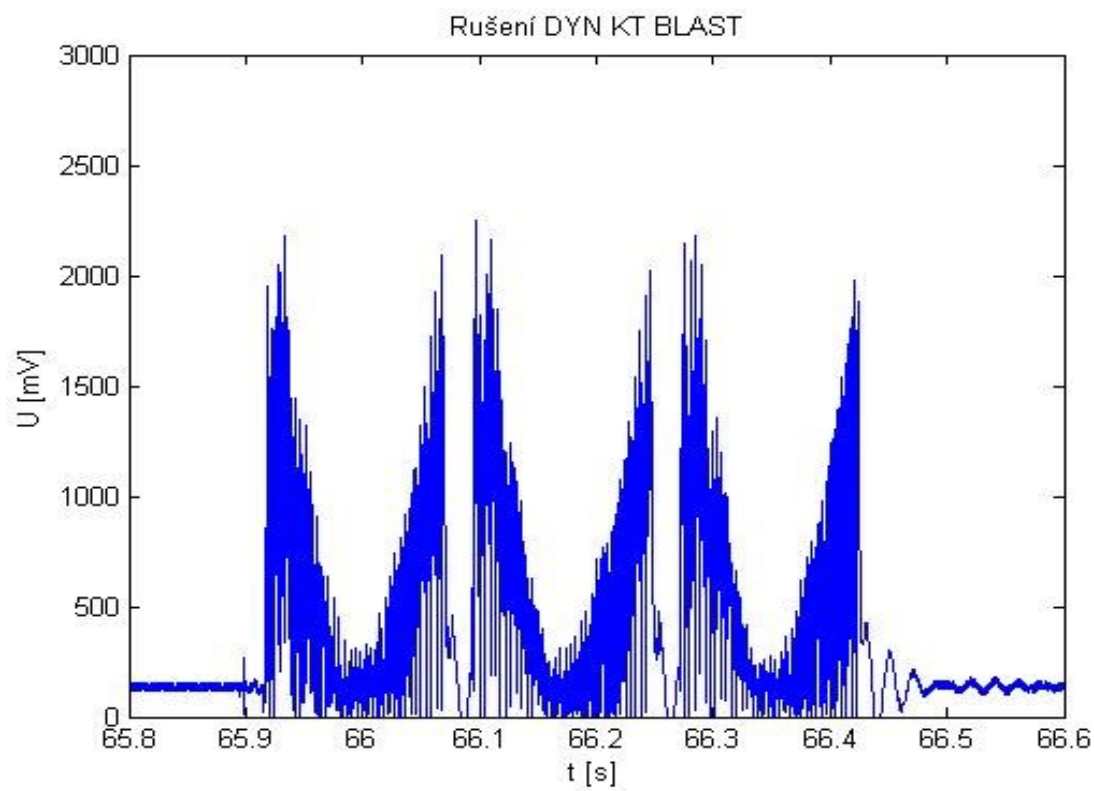


Obr. 53 Sekvence DYN-kT-BTFE, naměřené signály a jejich amplitudová spektra

Příloha V

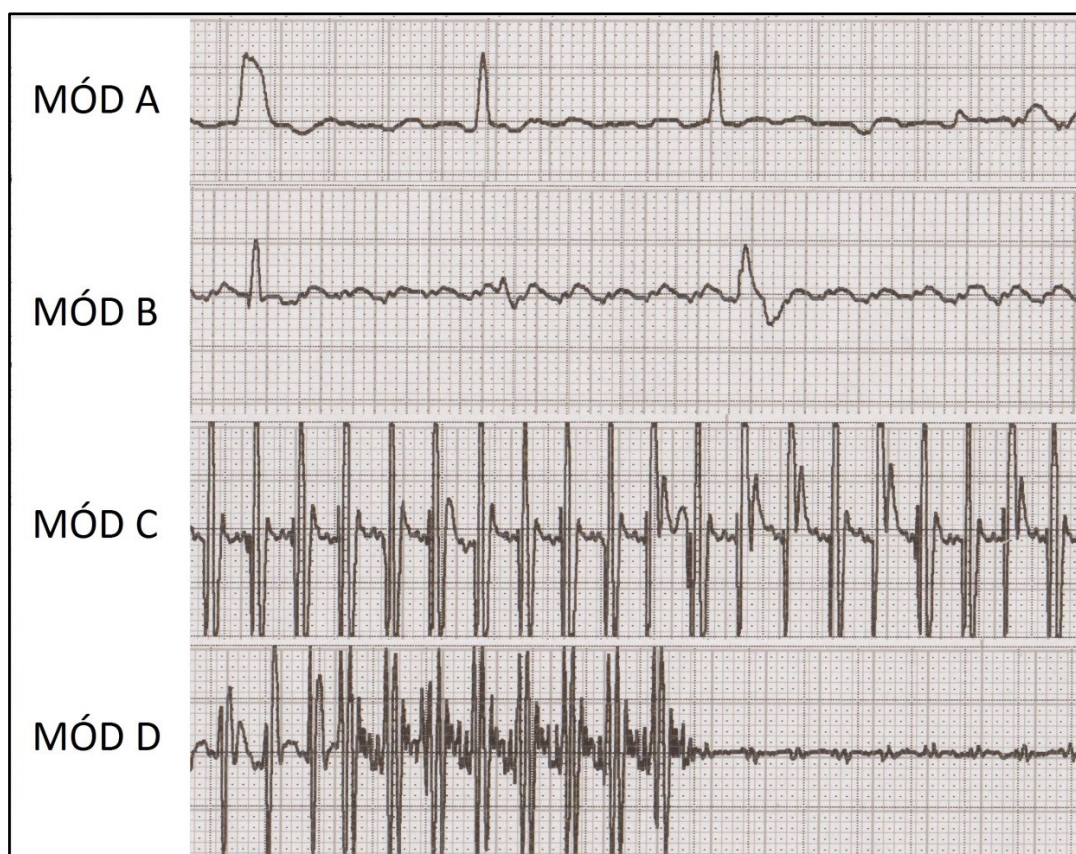


Obr. 54 Rušení měřené „naprázdno“, sekvence DWI

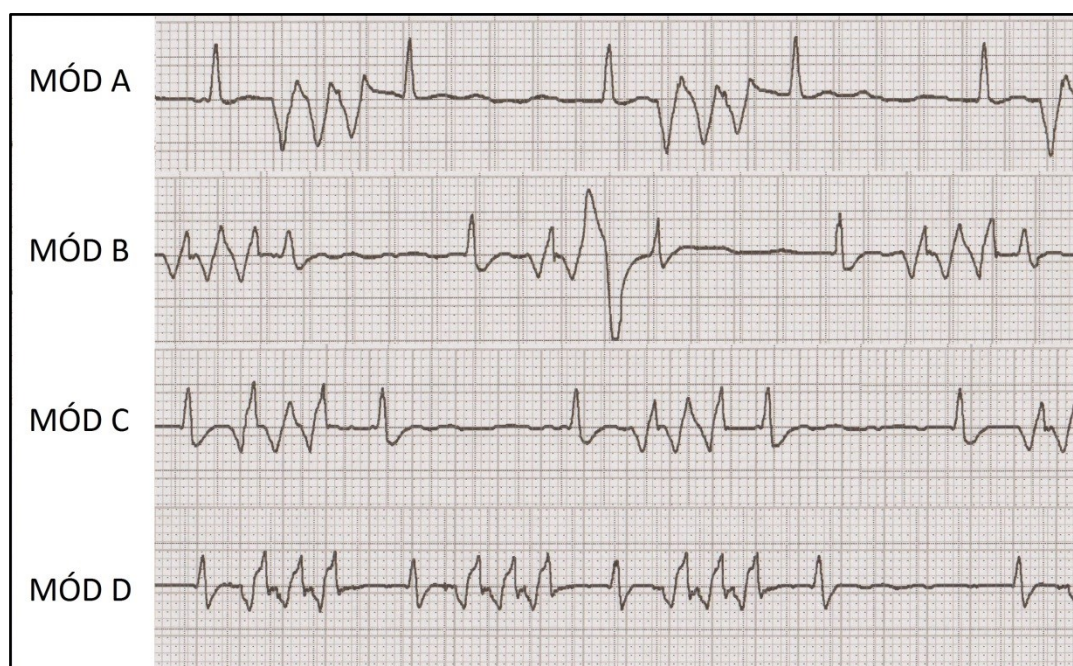


Obr. 55 Rušení měřené „naprázdno“, sekvence DYN

Příloha VI



Obr. 56 Porovnání filtračních módů u sekvence DWI



Obr. 57 Porovnání filtračních módů u sekvence DYN-kt-BTFE

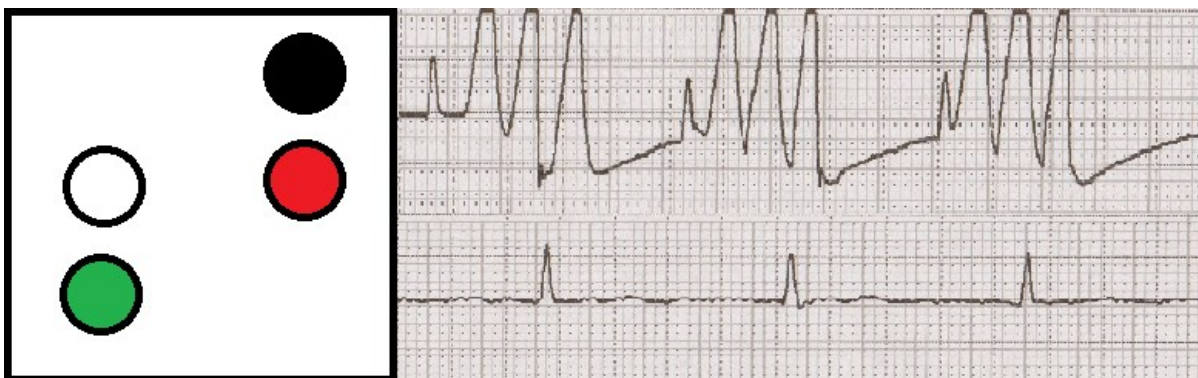
Příloha VII



Obr. 58 Rozmístění elektrod č. 1 – základní.
Výstupní signály - nahoře DYN-kt-BTFE, dole DWI.



Obr. 59 Rozmístění elektrod č. 2.
Výstupní signály - nahoře DYN-kt-BTFE, dole DWI.



Obr. 60 Rozmístění elektrod č. 3.
Výstupní signály - nahoře DYN-kt-BTFE, dole DWI.



Obr. 61 Rozmístění elektrod č. 4.
Výstupní signály - nahoře DYN-kt-BTFE, dole DWI.

Příloha VIII

Kód metody „Detekce píků“

```
function [] = dynamic(data,time);

C1=data;
D1=time;
C2=C1;
[maxtab, mintab0] = PEAKDET(C1, 0.5); %nalezení maxim s rozdílem >0.5,
uložení do registru maxim MAXTAB, minima nejsou nyní důležitá
figure('Position',[10 100 800 200]);plot(D1,C1);hold on; xlabel('t
[s]');ylabel('U [mV]');xlim([0 15])
plot(D1(maxtab(:,1)), maxtab(:,2), 'r*');xlim([0 15]) %vykreslení
originální podoby signálu s vyznačenými maximy

Frequency=1000; %vzorkovací frekvence
maxtep=90; %definování maximální a minimální
tepové frekvence pro upozornění/alarm
mintep=40;

R=zeros(1,100); %vytvoření nulové matice
tep=zeros(1,100);
L=length(maxtab); %získání délky registru maxim
for i=2:L; %vytvoření smyčky prověřující maxima funkce

    if (i+3)>L %ukončení pro případ, že už nezbývají další 3
maxima k prověření
        break
    end

    if (D1(maxtab(i+1))-D1(maxtab(i))<=0.275)... %prověřování, zda
maxima spadají do předdefinovaných intervalů
        & (D1(maxtab(i+1))-D1(maxtab(i))>0.08)...
        & (D1(maxtab(i+2))-D1(maxtab(i+1))<=0.22)...
        & (D1(maxtab(i+2))-D1(maxtab(i+1))>0.18)...
        & (D1(maxtab(i+3))-D1(maxtab(i+2))<=0.22)...
        & (D1(maxtab(i+3))-D1(maxtab(i+2))>0.18)...
        & (D1(maxtab(i+3))-D1(maxtab(i-1))>=0.69)
```

```

C2((maxtab(i+1)-
0.057*Frequency):(maxtab(i+3)+0.2*Frequency),1)=0; %při splnění podmínek,
vynulování rušení v dané délce
R(i+1)=D1(maxtab(i)); %přidání R kmitu do registru
tep(i)=60/(R(i+1)- R(i)); %výpočet aktuálního tepu

maxtab(i+3,:) = []; %vymazání maxim definujících
rušení z registru maxim
maxtab(i+2,:) = [];
maxtab(i+1,:) = [];
L=length(maxtab); %definování nové délky registru maxim

elseif (D1(maxtab(i+1))-D1(maxtab(i))<=0.275)... %prověrování, zda
maxima spadají do předdefinovaných intervalů, zde nesplněna podmínka
výskytu píku D3
& (D1(maxtab(i+1))-D1(maxtab(i))>0.08)...
& (D1(maxtab(i+2))-D1(maxtab(i+1))<=0.22)...
& (D1(maxtab(i+2))-D1(maxtab(i+1))>0.18)...
& (D1(maxtab(i+3))-D1(maxtab(i+2))>0.22)
R(i+1)=D1(maxtab(i+3));
R(i)=D1(maxtab(i+2));
tep(i)=60/(R(i+1)- R(i));

elseif (D1(maxtab(i+1))-D1(maxtab(i))<=0.275)... %prověrování, zda
maxima spadají do předdefinovaných intervalů, zde nesplněna podmínka
výskytu píku D2
& (D1(maxtab(i+1))-D1(maxtab(i))>0.08)...
& (D1(maxtab(i+2))-D1(maxtab(i+1))>0.22)
R(i+1)=D1(maxtab(i+2));
R(i)=D1(maxtab(i+1));
tep(i)=60/(R(i+1)- R(i));

elseif (D1(maxtab(i+1))-D1(maxtab(i))>0.275)... %prověrování, zda
maxima spadají do předdefinovaných intervalů, zde nesplněna podmínka
výskytu píku D1
R(i+1)=D1(maxtab(i));
tep(i)=60/(R(i+1)- R(i));

end
if tep(i)<mintep... %upozornění/alarm
msgbox('Nízká tepová frekvence','POZOR!','warn')
elseif tep(i)>maxtep
msgbox('Vysoká tepová frekvence','POZOR!','warn')
end
end

R=R(R~=0); %odstranění nul zbylých z nulové
matice
tep=tep(tep~=0);
figure('Position',[10 100 800 200]);plot(D1,C2);hold on;xlabel('t
[s]');ylabel('U [mV]');xlim([0 15])
plot(R,1,':or'); %vykreslení upraveného signálu, s
vyznačenými detekovanými R kmity
tep=tep %výpis okamžitých tepů
PRUMERNY_TEP=mean(tep) %výpis průměrného tepu

```

Kód metody „Detekce R kmitů podle vzoru“

```
function []=detectR(data,time)

Frequency=1000;           %vzorkovací frekvence
T=1/Frequency;           %vzorkovací perioda
maxtep=90;                %definování maximální a minimální tepové frekvence
pro upozornění/alarm
mintep=40;
asystolie=10;            %definování prahu pro spuštění alarmu "žádná
detekce"

%% definování vzoru vlny
delka=3; %počet sekund referenčního signálu
defined_win_width = delka*Frequency; %šířka pohyblivého okna
maxtab=0;
peak=zeros(length(defined_win_width),2); %vytvoření nulové matice
peak_time=[-1*Frequency]; %počáteční čas -1s pro výpočet tepové
frekvence
peak_val=[1]; %definování první hodnoty v registru, následně bude vymazána
high_register=[1];
width_register=[1];
[maxtab] = PEAKDET(data(1:defined_win_width),0.5);
%nalezení maxim v referenčním okně, umístění do registru MAXTAB
[maxtab0, mintab] = PEAKDET(data(1:defined_win_width), 0.01); %nalezení
minim s rozdílem >0.01, umístění do registru MINTAB
if maxtab ~= 0
    extrems=[maxtab;mintab]; %spojení registrů maxim a
minim do jednoho EXTREMS
    extrems=sortrows(extrems,1); %uspořádání extrémů podle
času
else
    msgbox('Žádná detekce','CHYBA!','error')%ošetření případu
nenalezení žádné vlny
    error('R kmit nedetekován'); %chybová hláška
end
for i=1:length(extrems(:,1))-3 %smyčky k nalezení R kmitů
v ref. okně signálu
    for k=1:length(maxtab(:,1))
        for j=1:length(mintab(:,1))-1
            if extrems(i,1)==mintab(j,1) & extrems(i+1,1)==maxtab(k,1) &
extrems(i+2,1)==mintab(j+1,1); %ověření, zda extrémy existují v pořadí
minimum-maximum-minimum

peak_time(end+1)=mintab(j,1);peak_time(end+1)=maxtab(k,1);peak_time(end+1)=
mintab(j+1,1); %zápis časových okamžiků extrémů do registru PEAK_TIME
peak_val(end+1)=mintab(j,2);peak_val(end+1)=maxtab(k,2);peak_val(end+1)=min
tab(j+1,2); %zápis hodnot extrémů do registru PEAK_VAL
high_register(end+1)=maxtab(k,2)-(mintab(j,2)+mintab(j+1,2))/2;
%zápis výšky (= maximum - průměr minim) do registru HIGH_REGISTER
width_register(end+1)=abs(mintab(j,1)-mintab(j+1,1));
%zápis šířky (= maximum - průměr minim) do registru WIDTH_REGISTER
if width_register(end) > 0.2*Frequency...
%zachycení nesprávně detekovaného R kmitu (šířka > 0.2 s, vzdálenost od
předchozího < 0.25 s)
    || abs(peak_time(end-1) - peak_time(end-
3))<0.25*Frequency;
        peak_time(end-2:end)=[]; %vymazání takového maxima z
registru
        peak_val(end-2:end)=[];
        high_register(end)=[];
```

```

        width_register(end)=[];
    end
end
    end
end
    end
peak_time(1)=[];      %vymazání první hodnoty z registrů
peak_val(1)=[];
high_register(1)=[];
width_register(1)=[];
high=mean(high_register);
%výpočet průměrné hodnoty z registru HIGH
high_deviation=sqrt((1/length(high_register))*sum((high_register-
high).^2))      %výpočet směrodatné odchylky registru HIGH
width=mean(width_register);
%výpočet průměrné hodnoty z registru WIDTH
width_deviation=sqrt((1/length(width_register))*sum((width_register-
width).^2))%výpočet směrodatné odchylky registru WIDTH

figure('Position',[10 100 800
200]);plot(time(1:defined_win_width),data(1:defined_win_width),time(peak_time),peak_val, 'm*');xlabel('t [s]');ylabel('U [mV]');xlim([0 3])
%vykreslení referenčního okna signálu s vyznačenými R kmity

%% moving-window
win_width = Frequency/2;          %šířka pohyblivého okna
slide_incr = floor(win_width/2);  %posun pro každou iteraci
nasobek=floor(length(data)/win_width); %vytvoření celočíselného počtu oken
použitých v signálu (zaokrouhleno dolů)
volnost=5;          %stupeň volnosti (bude použit pro porovnávání výšky)
tep=60;             %vytvoření proměnné
peak=zeros(length(data),2);    %vytvoření nulové matice
extrems=zeros(1,2);            %vytvoření nulové matice
nizky_tep=0;                %vytvoření proměnné
vysoky_tep=0;               %vytvoření proměnné
zadny_tep=0;                %vytvoření proměnné
for x=defined_win_width-win_width:slide_incr:(nasobek*win_width-
win_width+1)      %vytvoření cyklu pro posun okna
    [maxtab] = PEAKDET(data(x:(x-1+win_width)),0.5);
%nalezení maxim v daném okně, umístění do registru MAXTAB
    [maxtab0, mintab] = PEAKDET(data(x:(x-1+win_width)),0.01);
%nalezení minim v daném okně, umístění do registru MINTAB
    if maxtab~=0          %v případě nalezených maxim
        if mintab~=0      %v případě nalezených minim
            if length(mintab(:,1))>=2 %v případě nalezených alespoň 2
minim
                extrems=[maxtab;mintab]; %spojení registrů maxim a minim do
jednoho EXTREMS
                extrems=sortrows(extrems,1); %uspořádání extrémů podle času

                for i=1:length(extrems(:,1))-2 %vytvoření smyček pro detekci R kmitů
                    for k=1:length(maxtab(:,1))
                        for j=1:length(mintab(:,1))-1

                            if extrems(i,1)==mintab(j,1) & extrems(i+1,1)==maxtab(k,1) &
extrems(i+2,1)==mintab(j+1,1); %ověření, zda extrémy
existují v pořadí minimum-maximum-minimum
                                peak_time(end+1)=(mintab(j,1)+x-
1);peak_time(end+1)=(maxtab(k,1)+x-1);peak_time(end+1)=(mintab(j+1,1)+x-1);
%zápis časových okamžiků extrémů do registru PEAK_TIME

```

```

peak_val(end+1)=mintab(j,2);peak_val(end+1)=maxtab(k,2);peak_val(end+1)=min
tab(j+1,2); %zápis hodnot extrémů do registru PEAK_VAL

    if maxtab(k,2)-
(mintab(j,2)+mintab(j+1,2))/2<=high+volnost*high_deviation & maxtab(k,2)-
(mintab(j,2)+mintab(j+1,2))/2>=high-volnost*high_deviation...%ověření, zda
výška nalezeného R kmitu spadá do intervalu (průměr+-odchylka*volnost)
        abs(mintab(j+1,1)-mintab(j,1))<=width+width_deviation &
abs(mintab(j+1,1)-mintab(j,1))>=width-width_deviation... %ověření, zda
šířka nalezeného R kmitu spadá do intervalu (průměr+-odchylka)
        & abs(peak_time(end-1) - peak_time(end-4))>0.25*Frequency;
%ověření vzdáleností dvou kmitů (>0.25 s)
        high_register(end+1)=maxtab(k,2)-(mintab(j,2)+mintab(j+1,2))/2;
%zápis nových hodnot do registru výšky HIGH
        width_register(end+1)=abs(mintab(j,1)-mintab(j+1,1));
%zápis nových hodnot do registru šířky WIDTH
        high=mean(high_register);
%výpočet nových průměrů a odchylek z aktualizovaných registrů
        high_deviation=sqrt((1/length(high_register))*sum((high_register-
high).^2));
        width=mean(width_register);
        width_deviation=sqrt((1/length(width_register))*sum((width_register-
width).^2));

        if (peak_time(end-1)-peak_time(end-4))>0;
%pokud se nejedná o stejný peak
            tep(end+1)=60/(time(peak_time(end-1))-time(peak_time(end-4)));
%výpočet tepů
            aktualni_tep=tep(end)
%výpis aktuálního tepu
            if tep(end)<mintep...
%upozornění/alarm
                msgbox('Nízká tepová frekvence','POZOR!','warn')
                nizky_tep(end+1)=time(peak_time(end-1))
            elseif tep(end)>maxtep
                msgbox('Vysoká tepová frekvence','POZOR!','warn')
                vysoky_tep(end+1)=time(peak_time(end-1))
            end
        end

    else %v případě nesplnění podmínek vymazání maxim a minim z
registru
        peak_time(end-2:end)=[];
        peak_val(end-2:end)=[];

        end; end; end; end; end

        if 60/(time(x+win_width)-time(peak_time(end-1)))<asystolie
%upozornění/alarm
            msgbox('Žádná detekce','POZOR!','warn')
            f(end+1)=time(x)
            end; end; end; end

maxtab=0; %vynulování registrů
mintab=0;
end

nizky_tep(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru
vysoky_tep(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru

```

```

zadny_tep(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru
tep(1)=[]; %vymazání první nulové hodnoty tepů
tep_prumer=mean(tep) %výpočet a výpis průměrného tepu
figure('Position',[10 100 800 200]);plot(time,data);hold on;
plot(time(peak_time), peak_val, 'r*');xlabel('t [s]');ylabel('U
[mV]');xlim([0 15])
%vykreslení výsledné podoby signálu s detekovanými maximy a minimy R kmitů
end

```

Kód metody „Filtrace pomoci detekce rušení“

```

function []=detectPoly(data,time)
Frequency=1000; %vzorkovací frekvence
T=1/Frequency; %vzorkovací perioda
maxtep=90; %definování maximální a minimální tepové frekvence pro
upozornění/alarm
mintep=40;
asystolie=10; %definování prahu pro spuštění alarmu "žádná detekce"

%% definování vzoru rušení
peak_time=[]; %vytvoření proměnné
peak_val=[]; %vytvoření proměnné
p_vzor=[]; %vytvoření proměnné

[maxtab3] = PEAKDET(data(1:length(data)-1.2*Frequency),0.5); %nalezení
maxim, zápis do registru MAXTAB3
if maxtab3 ~= 0
figure('Position',[10 100 1350 200]);plot(time,data);hold on; %vykreslení
původního signálu s vyznačenými maximy
plot(time(maxtab3(:,1)), maxtab3(:,2), 'r*');
prah=max(maxtab3(1:3,2))/2; %definování prahu (polovina z nejvyššího
z prvních tří peaků)
[maxtab] = PEAKDET(data,prah); %nalezení maxim > prah
[maxtab0, mintab] = PEAKDET(data, 0.01); %nalezení minim s rozdílem >0.01
figure('Position',[10 100 800 200]);plot(time,data);hold on; ;xlabel('t
[s]');ylabel('U [mV]');xlim([0 10]) %vykreslení signálu s nově
definovanými maximy a minimy
plot(time(maxtab(:,1)), maxtab(:,2), 'r*'); plot(time(mintab(:,1)),
mintab(:,2), 'r*');
else %ošetření případu nenalezení žádné vlny
msgbox('Žádná detekce','CHYBA!','error')
error('Žádná detekce')
end

extrems=[maxtab;mintab]; %spojení registrů maxim a minim do
jednoho EXTREMS
extrems=sortrows(extrems,1); %uspořádání extrémů podle času

for i=1:length(extrems(:,1))-3 %vytvoření smyček k nalezení
prvního referenčního rušení
for k=1:length(maxtab(:,1))
for j=1:length(mintab(:,1))-1
if extrems(i,1)==mintab(j,1) & extrems(i+1,1)==maxtab(k,1) &
extrems(i+2,1)==mintab(j+1,1); %ověření, zda extrémy existují v pořadí
minimum-maximum-minimum

peak_time(end+1)=mintab(j,1);peak_time(end+1)=maxtab(k,1);peak_time(end+1)=
mintab(j+1,1); %zápis časových okamžiků extrémů do registru PEAK_TIME

```

```

peak_val(end+1)=mintab(j,2);peak_val(end+1)=maxtab(k,2);peak_val(end+1)=min
tab(j+1,2);           %zápis hodnot extrémů do registru PEAK_VAL
    if length(peak_time)>=9
%podmínka k provedení následující operace
        if abs(peak_time(end-1) - peak_time(end-4))<0.22*Frequency...
%prověření vzdálenosti druhých dvou peaků
            & abs(peak_time(end-4) - peak_time(end-7))<0.275*Frequency
%prověření vzdálenosti prvních dvou peaků
                zacatek=peak_time(end-5);
%definování začátku rušení -> od prvního minima
                konec=peak_time(end-5)+0.6*Frequency;
%definování konce rušení -> 0.6 s od prvního minima
                L=konec-zacatek;           %délka rušení (počet vzorků)

[p_vzor,S,mu]=polyfit(time(zacatek:konec),data(zacatek:konec),8);
%získání koeficientů polynomiální funkce definující daný úsek signálu
(rušení)
                f = polyval(p_vzor,time(zacatek:konec),S,mu);
%získání křivky z předpisu funkce

figure;plot(time(zacatek:konec),data(zacatek:konec),'o',time(zacatek:konec)
,f,'-') %vykreslení získané křivky a originálního vzoru
        end; end; end; end; end;
        if p_vzor~=NaN;           %ukončení hledání po nalezení vzoru
            break, end;
        end

%% moving-window
win_width = L;           %šířka pohyblivého okna
win_width_poly = 2*L;    %celková šířka pohyblivého okna pro
hledání korelace vzoru a nové polynomiál. funkce
slide_incr = L/2;        %posun pro každou iteraci
slide_incr_poly=L/60;    %posun pro každou iteraci v rámci
předchozího okna, pro hledání korelace vzoru a nové polynomiál. funkce
cas=-4*Frequency;        %vytvoření proměnné
tep=60;                  %vytvoření proměnné
aktualni_tep=0;          %vytvoření proměnné
korelace=[0];            %vytvoření proměnné
data2=data;              %vytvoření proměnné pro práci
peak_time=[-1];          %vytvoření proměnné
peak_val=[0];            %vytvoření proměnné
maxtab2=[1 1];           %vytvoření proměnné
nizky_tep=0;             %vytvoření proměnné
vysoky_tep=0;            %vytvoření proměnné
zadny_tep=0;             %vytvoření proměnné
for y=1:slide_incr:length(data)-win_width_poly-win_width %vytvoření cyklu
pro posun okna v signálu

for x=y:10:y+win_width_poly %vytvoření cyklu pro posun okna v rámci
předchozího okna
    [p,S,mu]=polyfit(time(x:x+win_width),data(x:x+win_width),8);
%získání koeficientů polynomiální funkce definující úsek signálu v okně
    f2 = polyval(p,time(x:x+win_width),S,mu);
%získání křivky z předpisu funkce
    if length(f)~=length(f2) %ošetření případu, že nebyl nalezen
vzor rušení -> přesun čistě k hledání maxim
        break;
    else RHO=corr(f,f2); %získání koeficientu lineární korelace
mezi referenčním a nalezeným rušením
        if (RHO > 0.9)... %v případě, že je koeficient korelace > 0.9

```

```

        & time(x)-cas(end)>1           %pokud je nalezené rušení od
předchozího dále než 1 s - čili nejde o tentýž případ
        cas(end+1)=time(x);          %zapsání aktuální polohy do registru
CAS
        data2(x:x+L)=0;              %vynulování rušivého úseku ze signálu
        korelace(end+1)=RHO;          %zápis korelačního koeficientu do
registru KORELACE
        end; end; end;

[maxtab2] = PEAKDET(data2(y:y+win_width),prah); %nová detekce maxim podle
prahu v okně
        if maxtab2~=0                %pokud jsou nalezena maxima

                for k=1:length(maxtab2(:,1)) %smyčka pro zapsání
nalezených maxim do registru PEAK_TIME a PEAK_VAL
                        peak_time(end+1)=time(maxtab2(k,1)+y-1);
                        peak_val(end+1)=(maxtab2(k,2));
                        if (peak_time(end)-peak_time(end-1))<0.25; %pokud jde
o stejná, nebo příliš blízká maxima
                                peak_time(end)=[];peak_val(end)=[];
%vymazání těchto maxim z registrů
                        else
                                tep(end+1)=60/(peak_time(end)-peak_time(end-1));
%výpočet tepu jako rozdílu časové vzdálenosti mezi posledními maximy
                                aktualni_tep=tep(end) %výpis aktuálního tepu
                                if tep(end)<mintep
%upozornění/alarm
                                        msgbox('Nízká tepová frekvence','POZOR!','warn')
                                        nizky_tep(end+1)=peak_time(end) %zápis výskytu
registrovaného nízkého tepu
                                elseif tep(end)>maxtep
                                        msgbox('Vysoká tepová frekvence','POZOR!','warn')
                                        vysoky_tep(end+1)=peak_time(end) %zápis výskytu
registrovaného vysokého tepu
                                end; end; end;

                                elseif 60/(time(y+win_width)- peak_time(end))<asystolie; %v případě
nedetekovaných maxim se prověří vzdálenost aktuálního času od posledního R
kmitu
                                        msgbox('Žádná detekce','POZOR!','warn')
                                        zadny_tep(end+1)=peak_time(end) %zápis
výskytu registrované asystolie
                                end; end

nizky_tep(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru
vysoky_tep(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru
zadny_tep(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru
korelace(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru
cas(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru
peak_time(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru
peak_val(1)=[]; %vymazání první hodnoty z registru
figure('Position',[10 100 1350 200]);plot(time, data2);
%vykreslení upraveného signálu, bez rušení
figure('Position',[10 100 800 200]);plot(time, data2);hold
on;plot(peak_time,peak_val, 'r*');xlabel('t [s]');ylabel('U [mV]');xlim([0
25])

%vykreslení upraveného signálu, bez rušení a s vyznačenými R kmity
tep(1)=[]; %vymazání první hodnoty registru TEP
tep_prumer=mean(tep) %výpočet a výpis průměrné tepové frekvence
end

```